

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra robotiky

## Návrh a konstrukce zařízení pro rehabilitační účely

## Design of Equipment for Rehabilitation Purposes

Student:

Bc. Pavel Heider

Vedoucí diplomové práce:

prof. Dr. Ing. Vladimír Mostýn

Ostrava 2015

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Pavel Heider**  
Studijní program: N2301 Strojní inženýrství  
Studijní obor: 2301T013 Robotika  
Téma: **Návrh a konstrukce zařízení pro rehabilitační účely**  
**Design of Equipment for Rehabilitation Purposes**

### Zásady pro vypracování:

1. Navrhněte a proveďte konstrukční řešení zařízení pro rehabilitační účely dolních končetin.
2. Navrhněte variantní řešení kinematické struktury rehabilitačního zařízení s ohledem na co největší variabilitu cviků a co nejmenší zastavěný prostor.
3. Vybranou variantu rozpracujte do úrovně detailního 3D modelu, včetně výkresové dokumentace, výrobních výkresů vybraných dílů a specifikace nakupovaných komponent.
4. Práci též doložte v elektronické podobě ve formátu MS Word a souborů systému Creo.

### Seznam doporučené odborné literatury:

1. Kárník, L. *Servisní roboty*. 1. vydání. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2004. 144 s. ISBN 80-248-0626-6.
2. Skařupa, J. – Mostýn, V. *Teorie průmyslových robotů*. 1. vydání. Košice: Viena Košice, 2000. 146 s. ISBN 80-88922-35-6.
3. Skařupa, J. – Mostýn, V. *Metody a prostředky návrhu průmyslových a servisních robotů*. 1. vydání. Košice: Viena Košice, 2002. 190 s. ISBN 80-88922-55-0.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

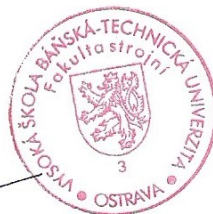
Vedoucí diplomové práce: **prof. Dr. Ing. Vladimír Mostýn**

Datum zadání: 31.10.2014

Datum odevzdání: 18.05.2015



prof. Dr. Ing. Petr Novák  
vedoucí katedry



doc. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.  
děkan fakulty

### **Místopřísežné prohlášení studenta**

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě dne 18. 5. 2015



.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- беру на вѣдомі, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě diplomovou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – diplomovou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- беру на вѣдомі, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě dne 18. 5. 2015



.....  
podpis

Bc. Pavel Heider  
Slovanská 14  
748 01, Hlučín

### **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce prof. Dr. Ing. Vladimíru Mostýnovi za cenné rady a připomínky při zpracování diplomové práce. Děkuji také své rodině za podporu při studiu.

## **ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE**

HEIDER, P. *Návrh a konstrukce zařízení pro rehabilitační účely: diplomová práce.*  
Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra robotiky, 2015,  
65 s. Vedoucí práce: Mostýn, V.

Diplomová práce se zabývá konstrukčním návrhem zařízení pro rehabilitaci dolních končetin. V úvodu je proveden průzkum současné nabídky rehabilitačních přístrojů na trhu. Na základě požadavkového listu jsou navrženy čtyři varianty řešení. Pomocí hodnotové analýzy je vybráno vhodné řešení, které je v další části práce podrobněji rozpracováno. V CAD systému Creo Parametric je vytvořen detailní 3D model a výkresová dokumentace. Výpočtová část je provedena v programu MathCAD.

## **ANNOTATION OF MASTER THESIS**

HEIDER, P. *Design of Equipment for Rehabilitation Purposes: Master Thesis.*  
Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering,  
Department of Robotics, 2015, 65 p. Thesis Head: Mostýn, V.

The present master's thesis concerns itself with the design of the device for lower extremities rehabilitation. The introductory part is dedicated to a survey of the current offer of rehabilitation devices available on the market. Four possible solutions are proposed on the basis of a request form. The appropriate solution is selected by means of value engineering and it is further elaborated on in detail in the next section of the thesis. A detailed 3D model and drawing documentation are created using the Creo Parametric design software in CAD. The computing part is carried out in the MathCAD programme.

## Obsah

	strana
Seznam použitého značení .....	9
0. Úvod.....	12
1. Struktura dolní končetiny člověka .....	13
1.1 Kyčelní kloub – rozsah pohybů .....	14
1.2 Kolenní kloub – rozsah pohybů .....	15
1.3 Hlezenní kloub (kotník) – rozsah pohybů.....	15
2. Využití robotiky v rehabilitaci .....	16
3. Analýza současné nabídky rehabilitačních přístrojů.....	17
3.1 Přístroje pro pasivní rehabilitaci .....	17
3.1.1 Motodlahy.....	17
3.1.2 Motren .....	19
3.2 Přístroje pro aktivní rehabilitaci.....	20
3.2.1 Rotren .....	20
3.3 Rehabilitační přístroje simulující chůzi .....	21
3.3.1 Erigo .....	21
3.3.2 Lokomat.....	23
3.4 Izokinetické přístroje .....	24
4. Požadavkový list .....	26
5. Varianty řešení .....	27
5.1 Varianta 1 .....	28
5.2 Varianta 2.....	29
5.3 Varianta 3 .....	31
5.4 Varianta 4.....	32
6. Hodnotová analýza.....	34
6.1 Hodnocení variant podle jednotlivých kritérií .....	35

6.2	Stanovení významnosti kritérií .....	35
6.3	Výpočet koeficientu významnosti.....	37
6.4	Výpočet vážených indexů jednotlivých variant .....	38
6.5	Porovnání jednotlivých variant .....	40
7.	Konstrukční řešení vybrané varianty .....	41
7.1	Křeslo .....	42
7.1.1	Rám křesla .....	42
7.1.2	Sestava křesla .....	44
7.1.3	Polohování křesla .....	45
7.2	Lineární pojízdky .....	47
7.2.1	Lineární vedení .....	47
7.2.2	Pohon lineárního pojízdky .....	48
7.2.3	Krytování lineárního pojízdky .....	50
7.3	Měřicí hlava .....	51
7.3.1	Rám měřicí hlavy .....	53
7.3.2	Krytování měřicí hlavy .....	54
7.4	Měřicí rameno .....	54
8.	Řídicí systém .....	56
8.1	Zjednodušené blokové schéma .....	56
8.2	Typy rehabilitačních programů .....	57
9.	Ekonomické zhodnocení .....	58
10.	Závěr .....	60
11.	Seznam použité literatury .....	62
12.	Seznam příloh .....	65



## Seznam použitého značení

Značka	Význam	Jednotky
$A_{krt}$	Celková dosedací plocha matice na pohyb. šroubu	$\text{mm}^2$
$F_{akt}$	Síla aktuátoru	N
$F_{aktx}$	Síla aktuátoru v ose x	N
$F_{kra}$	Axiální síla v pohybovém šroubu křesla	N
$F_{krax}$	Kritická vzpěrná síla šroubu	N
$F_{kraxs}$	Maximální možná axiální síla šroubu	N
$F_{krsetr}$	Síla setrvačných hmot křesla	N
$F_{krtr}$	Třecí síla ve vedení křesla	N
$F_{lož1ax}$	Axiální síla v ložisku 1	N
$F_{lož2ax}$	Axiální síla v ložisku 2	N
$F_{lož1rad}$	Radiální síla v ložisku 1	N
$F_{lož2rad}$	Radiální síla v ložisku 2	N
$F_{pac}$	Síla působící na zádovou opěrku	N
$G_{jay}$	Tíhová síla polstrované opěrky zad	N
$G_{kr}$	Tíhová síla krytu aktuátoru	N
$G_{mot}$	Tíhová síla aktuátoru	N
$G_{ophl}$	Tíhová síla opěrky hlavy	N
$G_{opz}$	Tíhová síla opěrky zad	N
$L$	Délka části čepu	mm
$M_{kr}$	Moment pohonu křesla	N.m
$M_{tct}$	Moment přenášený čtyřhranem	N.m
$P_{kr}$	Stoupání pohybového šroubu křesla	mm
$R_{AD}$	Radiální síla v dolním čepu aktuátoru	N
$R_{AH}$	Radiální síla v horním čepu aktuátoru	N
$R_{ZO}$	Radiální síla v čepu zádové opěrky	N
$R_e$	Mez kluzu	MPa
$a_{ct}$	Charakteristický rozměr profilu čtyřhranu	mm
$a_{kr}$	Zrychlení posuvu křesla	$\text{m/s}^2$
$b_{stct}$	Styková šířka profilu čtyřhranu	mm

$d_{AD}$	Skutečný průměr dolního čepu aktuátoru	mm
$d_{ZO}$	Skutečný průměr čepu zádové opěrky	mm
$d_{ct}$	Průměr polotovaru tyče čtyřhranu	mm
$d_{výpAD}$	Výpočtový průměr dolního čepu aktuátoru	mm
$d_{výpZO}$	Výpočtový průměr čepu zádové opěrky	mm
$f_{ct}$	Délka zaoblení čtyřhranu	mm
$k_{efct}$	Koeficient ef. počtu nesoucích boků	-
$k_{krax}$	Koeficient bezpečnosti vzpěrné síly	-
$k_{krot}$	Koeficient přesnosti montáže	-
$k_{sč}$	Koeficient bezpečnosti čepu	-
$l_{faktx}$	Délka ramene síly aktuátoru v ose x	mm
$l_{fpac}$	Délka ramene síly působící na opěrku	mm
$l_{jay}$	Délka ramene tíhové síly polstrované opěrky zad	mm
$l_{kr}$	Délka ramene tíhové síly krytu aktuátoru	mm
$l_{mot}$	Délka ramene tíhové síly aktuátoru	mm
$l_{ophl}$	Délka ramene tíhové síly opěrky hlavy	mm
$l_{opz}$	Délka ramene tíhové síly opěrky zad	mm
$l_{stct}$	Styková délka profilu čtyřhranu	mm
$l_{stct}$	Styková délka profilu čtyřhranu	mm
$m_{jay}$	Hmotnost polstrované opěrky zad	kg
$m_{kr}$	Hmotnost krytu aktuátoru	kg
$m_{krmax}$	Maximální hmotnost křesla s pacientem	kg
$m_{mot}$	Hmotnost aktuátoru	kg
$m_{ophl}$	Hmotnost opěrky hlavy	kg
$m_{opz}$	Hmotnost opěrky zad	kg
$n_{bct}$	Počet boků profilu	-
$n_{hlkrit}$	Kritické otáčky trapézového šroubu měřicí hlavy	ot/min
$n_{hlmax}$	Skutečné kritické otáčky trapéz. šroubu měřicí hlavy	s <sup>-1</sup>
$n_{krkrit}$	Kritické otáčky trapézového šroubu křesla	ot/min
$n_{krmax}$	Skutečné kritické otáčky trapéz. šroubu křesla	s <sup>-1</sup>
$p_{AD}$	Tlak ve vidlici dolního aktuátoru	MPa
$p_D$	Maximální dovolený tlak	MPa

$p_{ZO}$	Tlak ve vidlici zádové opěrky	MPa
$p_{ctDOV}$	Dovolený měrný tlak – čtyřhran	MPa
$p_{ctMAX}$	Maximální tlak – čtyřhran	MPa
$p_{krdp}$	Tlak dosedací plochy křesla	MPa
$t_{kr}$	Čas akcelerace křesla na požadovanou rychlost	s
$v_{hlmax}$	Maximální rychlost posuvu měřicí hlavy	m/s
$v_{kr}$	Rychlost posuvu křesla s pacientem	m/s
$v_{krtr}$	Požadovaná rychlost posuvu suportu	m/min
$v_{krst}$	Rychlost klouzáni na střední průměr	m/min
$v_{krmax}$	Maximální rychlost posuvu křesla	m/s
$\alpha_{akt}$	Úhel svírající aktuátor se zádovou opěrkou	°
$\alpha_{krsš}$	Úhel sklonu šroubovice	°
$\eta_{kršr}$	Účinnost šroubu	-
$\mu_{kr}$	Koeficient tření ve vedení křesla	-

## 0. Úvod

Chůze je jedním z nejpřirozenějších pohybů člověka. Již ke konci prvního roku života si člověk osvojuje tuto schopnost přesunovat se z místa na místo. V průběhu našeho života vykonáme denně tisíce kroků, aniž bychom si to mnohdy uvědomovali a věnovali tomu zvýšenou pozornost. Naneštěstí skutečnost, že jsme měli zdravý pohybový aparát, často doceníme až v případě, kdy se nám stane úraz. Ve většině případů je poté nutná operace a následná rehabilitace.

A právě rehabilitace je obor, kam v současné době stále více a více proniká robotika. Nastavení přesných parametrů cvičení, provádění monotónních cvičení mnohdy velice fyzicky namáhavých nebo možnost kvantitativního vyhodnocení pokroku v rehabilitaci daných svalů. To je jen malý výčet důvodů, proč je výhodné použití servisních robotů v tomto odvětví zdravotnictví.

Hlavním cílem této diplomové práce je navrhnout víceúčelové zařízení pro rehabilitaci dolních končetin, které lze snadno přizpůsobit danému procvičovanému kloubu (kolennímu, kyčelnímu či hlezennímu). Samozřejmostí je rychlá úprava rozměrů rehabilitačního zařízení vzhledem k daným proporcím cvičícího pacienta (výška, hmotnost, délka končetin, svalová síla apod.).

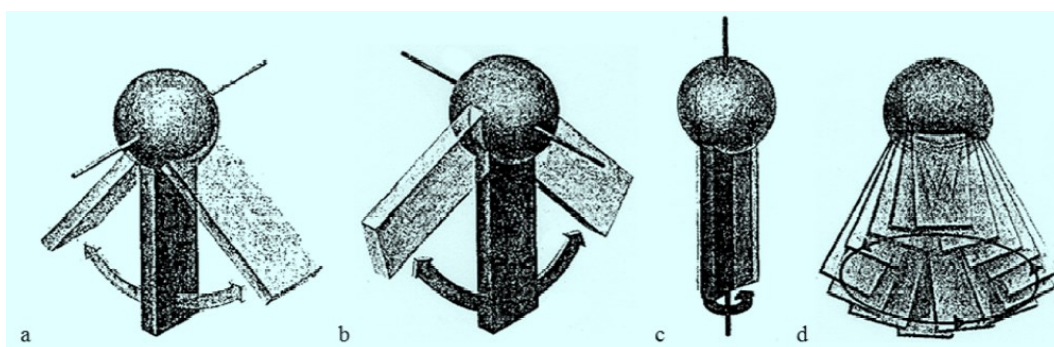
## 1. Struktura dolní končetiny člověka

V této kapitole jsou vysáány základní pojmy z kineziologie dolní končetiny člověka. Toto minimum je nutné pro správnou orientaci v termínech lékařské rehabilitace, které se vyskytují v technických listech rehabilitačních přístrojů na trhu.

Při rehabilitaci se věnuje pozornost zejména podpůrné a silové složce pohybového systému (skeletu, kloubům, svalům). Pro návrh rehabilitačního přístroje je zejména důležité určit druhy a rozsahy pohybů v kloubech dolní končetiny.

### Druhy pohybů v kloubech:

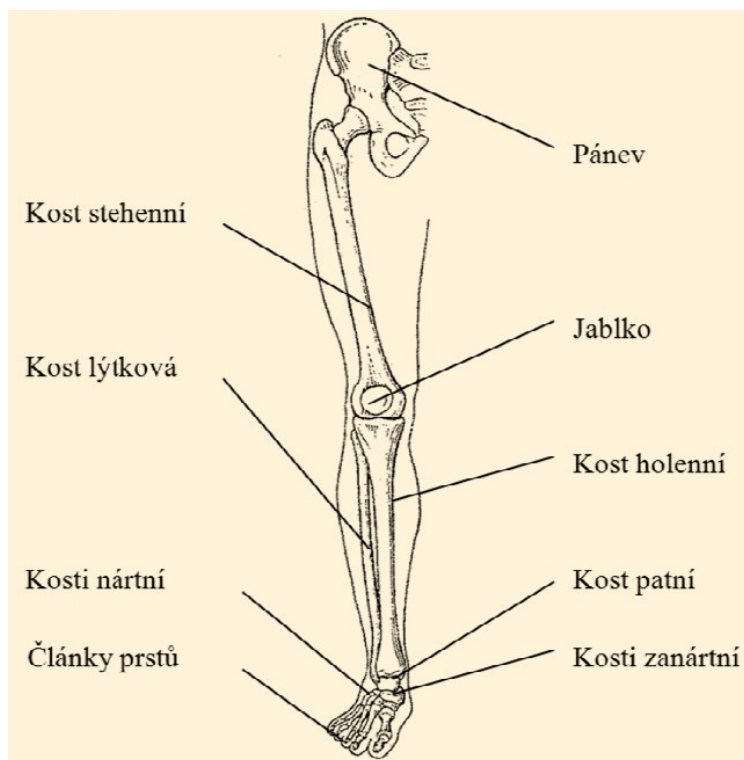
- **pohyb kolem horizontální osy – frontální rovina** (obr. 1.1 a)
  - flexe (ohnutí) – pohyb zmenšující úhel mezi kostmi v kloubu
  - extenze (natažení) – pohyb rozšiřující úhel mezi kostmi v kloubu
- **pohyb kolem horizontální osy – sagitální rovina** (obr. 1.1 b)
  - abdukce (unožení) – pohyb směrem od roviny ven
  - addukce (přinožení) – pohyb směrem k rovině
- **pohyb kolem vlastní osy** (obr. 1.1 c)
  - rotace – otáčení kolem podélné osy, dělí se na vnitřní a vnější
- **kombinovaný pohyb** (obr. 1.1 d)
  - cirkumdukce (kroužení) – složitý pohyb, dochází v kloubu postupně k flexi, abdukci, extenzi a addukci



Obr. 1.1: Druhy pohybů v kloubech [1]

Hlavními klouby dolní končetiny člověka jsou:

- kyčelní kloub
- kolenní kloub
- hlezenní kloub (kotník)



*Obr. 1.2: Kostra dolní končetiny člověka [1]*

### 1.1 Kyčelní kloub – rozsah pohybů [1] [2]

- **Flexe** – při nataženém koleně do  $90^\circ$ , při ohnutém koleně až  $150^\circ$  (omezení strukturami břicha a stehna).
- **Extenze** – pohyb v opačném směru stejného rozsahu, pohyb za vertikální osu těla – hyperextenze – max.  $25 - 30^\circ$ .
- **Abdukce** – pohyb ve frontální rovině směrem ven asi  $45^\circ$ .
- **Addukce** – pohyb v opačném směru stejného rozsahu.
- **Vnitřní rotace** – rozsah cca.  $35 - 40^\circ$ .
- **Vnější rotace** – pohyb v opačném směru, rozsah  $40 - 50^\circ$ , mezi vnější a vnitřní rotací rozsah asi  $90^\circ$ .

## 1.2 Kolenní kloub – rozsah pohybů [1] [2]

- **Flexe** – aktivní do  $120^\circ$ , pasivní do  $140^\circ$  podle objemu stehna a lýtky.
- **Extenze** – pohyb v opačném směru do nulového postavení, hyperextenze – max.  $15^\circ$ .
- **Vnitřní rotace** – max.  $40^\circ$ .
- **Vnější rotace** –  $15 - 30^\circ$ .

## 1.3 Hlezenní kloub (kotník) – rozsah pohybů [1] [2]

- **Flexe** – ohyb směrem k holenní kosti  $20 - 30^\circ$ , ohyb opačným směrem  $30 - 50^\circ$ .
- **Abdukce** – otočení nohy kolem vertikální osy ven.
- **Addukce** – otočení nohy kolem vertikální osy směrem dovnitř. Celkový rozsah cca.  $45^\circ$  při nataženém koleně.
- **Rotace kolem podélné osy** – strana od malíku se zvedá o cca.  $15^\circ$ , palec zafixován; palcová strana se zvedá o  $35^\circ$ , malík zafixován.

## 2. Využití robotiky v rehabilitaci

Využití servisních robotů při rehabilitaci dolních končetin je výhodné zejména u činností monotónních a fyzicky namáhavých (zejména při rehabilitaci pooperačních stavů). Důležitým předpokladem pro správné použití těchto robotických přístrojů je důkladná znalost diagnózy a znalost správného postupu rehabilitace pro daný případ.

Vzhledem ke způsobu používání rehabilitačních přístrojů a jejich přímého kontaktu s pacientem (navíc v pooperačním stavu) jsou kladeny vysoké nároky zejména na bezpečnost, zdravotní nezávadnost, spolehlivost a jednoduchost používání.

Většina přístrojů je vybavena specializovaným řídícím systémem, díky kterému může některé rehabilitační úkony vykonávat pacient sám, bez pomoci asistenta (např. motodlahy). Tyto řídící systémy také umí zaznamenávat data z průběhu cvičení (rychlost, počet opakování, úhel ohnutí končetiny apod.), tato data vyhodnotit a následně upravovat parametry cvičení tak, aby bylo dosaženo vyšší efektivity cvičení (samozřejmě v rámci bezpečnosti pacienta).

Přístroje lze dělit dle různých kritérií na:

- mobilní, stacionární
- aktivní, pasivní, kombinovaná rehabilitace
- ručně řízené, poloautomatizované, plně automatizované
- s pohonem, bez pohonu

Použití robotických přístrojů v rehabilitaci v sobě skrývá také mnohá rizika, ať už v rámci chybného nastavení parametrů cvičení, špatného upevnění končetiny a z toho plynoucího nesprávného provedení cvičení, přerušení dodávky elektrické energie atd. Tato rizika je nutné v rámci navrhování rehabilitačního přístroje minimalizovat, nejlépe je úplně odstranit.



### 3. Analýza současné nabídky rehabilitačních přístrojů

#### 3.1 Přístroje pro pasivní rehabilitaci

Přístroje sloužící k pasivní rehabilitaci (angl. CPM – Continuous Passive Motion – pasivní pohybová léčba) jsou určeny pro pacienty s žádnou nebo minimální zbytkovou silou v končetinách. Zpravidla se nasazují krátce po úrazech či operacích, aby zabránily atrofování svalů a pomáhaly s rozhýbáváním kloubů pacientů. Díky brzkému použití je následná terapie značně urychlena, jak dokazuje praxe v rehabilitačních centrech. Jsou poháněny elektrickými motory, parametry pohybu si určuje sám pacient. Mezi přístroje pro pasivní rehabilitaci patří zejména motodlahy a Motomedy (resp. český Motren).

##### 3.1.1 Motodlahy

Kolenní motodlahy jsou rehabilitační pomůcky využívající se při pasivní rehabilitaci dolních končetin po operacích kolenního nebo kyčelního kloubu. Samotné zařízení se skládá z podstavce, pohyblivě připevněného rámu na uchycení končetiny a dálkového ovladače motodlahy. Pohyblivá část je pomocí táhla spojena s pohonem, umístěným v rámu podstavce. Velikostí vysunutí lineárního pohonu se reguluje úhel ohybu procvičovaného kolenního i kyčelního kloubu pacienta. Kvůli univerzálnosti použití motodlahy jsou rozměry pohyblivého rámu jednoduše nastavitelné.



*Obr. 3.1: Kolenní motodlaha Artromot K1 Klasik [4]*

Samotná rehabilitace na motodlaze probíhá vleže nebo vsedě. Pacient položí končetinu na podpěry nacházející se na pohyblivém rámu. Chodidlo je umístěno v tzv. „botičce“ a pomocí pásků se zafixuje. Přitom je nutné dbát na správnou polohu kolenního kloubu, který by měl být nad osou ohybu rámu (viz. obr. 3.2). Pomocí dálkového ovladače je možné navolit úhel ohybu kloubu, úhlovou rychlost ohybu, dobu terapie a další přídatné funkce.



Obr. 3.2: Umístění dolní končetiny na motodlaze Kinetec [5]

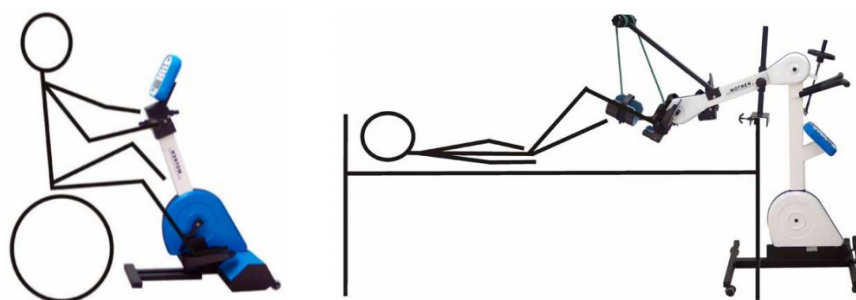
Srovnání parametrů motodlah na českém trhu			
	Optiflex 3	Artromot KI Standard	Kinetec Prima Advance CPM
Rozsah pohybu – koleno	-10° ÷ 120°	-10° ÷ 120°	-5° ÷ 115°
Rozsah pohybu - kyčel	-10° ÷ 120°	0 ÷ 75°	10° ÷ 75°
Úhlová rychlost	30° ÷ 150°/min	až 210°/min	40° ÷ 145°/min
Max. váha pacienta [kg]	159	-	-
Hmotnost [kg]	12	11	12
Napájení	230 V / 50 Hz	-	-
Rozměry (d x š)	-	350 x 960 mm	-
Cena [Kč bez DPH]	105 900,-	90 000,-	114 950,-

Tab. 3.1 Srovnání parametrů motodlah na českém trhu [6] [7] [8] [9]

### 3.1.2 Motren

Rehabilitační přístroje Motren slouží k pasivnímu i aktivnímu procvičování dolních a horních končetin. Jsou vybaveny elektrickým pohonem, může je tedy používat sám cvičenec bez nutnosti pomoci asistenta. Řídící elektronika přístroje umí na základě nepřetržitého snímání velikosti síly cvičícího pacienta přepínat mezi aktivním a pasivním cvičením. Pokud přístroj detekuje zbytkové síly, přepne se do režimu asistenční pomoci a pomáhá pacientovi posilovat jeho svaly dolních končetin. V případě kdy pacient neumí vyvodit žádné vlastní síly se přístroj automaticky nastaví do režimu pasivního cvičení. Zařízení Motren jsou vybavena také ochranou proti křečím, kdy na začátku cvičení analyzují ztuhlost svalů cvičícího a při případných křečích svalů se automaticky vrátí o jednu otáčku zpět, aby zatěžovaný sval uvolnila. Řídící computer umí mimo jiné vyhodnotit symetrii zatěžování levé a pravé končetiny a výsledky ukázat na displeji.

Na stejném principu fungují také přístroje německé firmy Motomed, které se v českých rehabilitačních ústavech hojně používají. Typy přístrojů i jejich funkčnost jsou totožné s přístroji firmy Kalpe, jejich cena je však řádově vyšší.



Obr. 3.3: Příklady provedení přístroje Motren – Duo 1 a Bed [10]

Cena jednotlivých provedení přístroje Motren							
	Activ	Solo	Duo 1	Duo 1 X	Duo 2	Duo 3	Bed
Cena v Kč (bez DPH)	10 700,-	51 400,-	56 200,-	60 800,-	63 500,-	69 900,-	68 000,-

Tab. 3.2: Cena jednotlivých provedení přístroje Motren [11]

### 3.2 Přístroje pro aktivní rehabilitaci

Přístroje pro aktivní rehabilitaci využívají zbytkových sil v dolních končetinách pacienta nebo síly paží pacienta. Slouží pro posilování svalů dolních končetin. Fungují na podobném principu jako rotopedy.

#### 3.2.1 Rotren

Přístroje Rotren, vyráběné českou firmou Kalpe, jsou určeny pro aktivní procvičování dolních končetin. O rehabilitaci dolních končetin se stará sám cvičící nebo jeho asistent, který pomocí síly paží uvádí přístroj do pohybu. Díky zpřevodování přístroje zároveň na horní i dolní končetiny mohou tento přístroj využívat i pacienti se zcela nehybnými dolními končetinami. Pro plynulý chod je přístroj vybaven setrvačníkem, k aktivnímu posilování slouží mechanická brzda. Výhodou tohoto typu přístroje je bezpochyby absence elektrických pohonů, čímž je docíleno zapojení více svalových partií cvičícího. Přístroje se vyrábějí v několika provedeních dle postižení cvičícího – pro samostatné cvičení pacienta, pro cvičení s asistentem na invalidním vozíku nebo pro cvičení osob trvale upoutaných na lůžko. K přístrojům je možné zakoupit i dodatkové příslušenství jako je computer, bezpečnostní náslapy a fixace nohou, různé typy držadel.



Obr. 3.4: Příklady provedení přístroje Rotren – Solo mini, Solo a Duo 2 [10]

Cena jednotlivých provedení přístroje Rotren							
	Solo mini	Solo	Solo X	Duo 1	Duo 2	Duo 3	Bed
Cena v Kč (bez DPH)	7 100,-	17 700,-	19 900,-	18 700,-	23 900,-	24 300,-	29 000,-

Tab. 3.3: Cena jednotlivých provedení přístroje Rotren [11]

### **3.3 Rehabilitační přístroje simulující chůzi**

Přístroje simulující chůzi jsou důležitou součástí rehabilitace pacientů po vážných úrazech, kdy dochází k velkému atrofování svalů na dolních končetinách. Tyto přístroje využívají robotizované systémy s pohony, které dokáží dobře napodobovat namáhání končetin při chůzi. Dalším velkým kladem těchto zařízení je možnost opětovného „naučení“ pacienta správné techniky chůze, kterou z nejrůznějších důvodů zapomněl. Díky počítačovému řízení pohonů lze snadno upravovat parametry cvičení – velikost zatížení končetiny, rychlost opakování cviku nebo chůze apod.

#### **3.3.1 Erigo**

Erigo je přístroj firmy Hocoma sloužící k rehabilitaci dolních končetin pacienta krátce po úraze. Vzhledem ke své konstrukci je určen i pro pacienty s nízkou nebo žádnou schopností vlastního pohybu dolních končetin (např. pro pacienty s těžkou neurologickou poruchou ve vegetativním stavu).

Před vlastním cvičením je opěrka přístroje umístěna v horizontální poloze. Pacient je vleže pevně připásan k opěrce, popruhy jsou umístěny kolem ramen, přes hrud', břicho a třísla pacienta. Dolní končetiny jsou k přístroji uchyceny ve dvou bodech - stehna jsou připevněna popruhem nad kolenem, chodidla jsou opřena o spodní plochu a uchycena popruhem nad kotníkem. Po připoutání pacienta je celá opěrka zvednuta do vertikální polohy, kde probíhá vlastní cvičení. Lineárním vysouváním podpěry stehna se ohýbá kolenní kloub, zároveň se zvedá podpěra chodidla, která nohu zatěžuje. Končetina tak při pohybu zapojuje podobné svalové partie jako při normální chůzi. Pro zvýšení účinnosti rehabilitace jsou k nohám pacienta připevněny elektrody, které slabým elektrickým proudem stimulují zatěžované svaly. Veškeré naměřené údaje se zobrazují na obrazovce, která tak poskytuje okamžité údaje o cvičení pacienta.

Díky své konstrukci a způsobu cvičení je tento přístroj vhodný pro rehabilitaci pacientů krátce po úraze, kdy dochází k největšímu ochabování svalů. Vzhledem k možnosti brzkého začátku rehabilitace je vysoká úspěšnost odstranění trvalých následků úrazu.



*Obr. 3.5: Rehabilitace přístrojem Hocoma Erigo [12]*

Technické parametry Hocoma Erigo	
Naklopení opěrky	0 – 80°
Počet opakování	8 – 80 opak/min
Max. velikost zátěže končetiny	50 kg
Hmotnost zařízení	300 kg
Max. hmotnost pacienta	135 kg
Rozsah délky nohou	72 – 102 cm
Napájení	220 – 240 V nebo 110 – 120 V

*Tab. 3.4: Technické parametry Hocoma Erigo [13]*

### 3.3.2 Lokomat

Lokomat je zařízení firmy Hocoma sloužící pro nácvik chůze na pohyblivém pásu pro pacienty s neurologickými problémy nebo po úrazech. Zařízení se skládá z rámu, sloužícímu k uchycení pacienta, počítačem řízených robotických ortéz, pohyblivého pásu a dvou počítačů.

V průběhu samotného cvičení je pacient zavěšen popruhy k rámu. Popruhy jsou umístěny kolem třísel a pasu cvičícího. Oporou pacienta při rehabilitaci jsou madla, kterých se drží pro větší stabilitu. Nohy má uchyceny v robotických ortézách, které jsou řízeny hlavním počítačem. Délky jednotlivých částí ortéz jsou nastaveny při prvním cvičení pacienta, při následujících rehabilitacích jsou automaticky přednastaveny z paměti zařízení. Pohyb pacienta, řízený Lokomatem, by se měl co nejvíce podobat přirozené lidské chůzi. Rehabilitace pacienta může probíhat pasivně i aktivně.



*Obr. 3.6: Rehabilitace přístrojem Hocoma Lokomat [14]*

Technické parametry Hocoma Lokomat	
<b>Rychlost pásu</b>	0 – 3,2 km/hod
<b>Hmotnost zařízení</b>	1000 kg
<b>Max. výška pacienta</b>	193 cm
<b>Max. hmotnost pacienta</b>	135 kg
<b>Napájení</b>	2x 220 – 240 V nebo 2x 110 – 120 V

*Tab. 3.5: Technické parametry Hocoma Lokomat [15]*

### 3.4 Izokinetické přístroje

Izokinetická dynamometrie je metoda, ve které dochází na základě proměnlivého odporu zařízení k měření síly svalů pacienta. Izokinetické přístroje se tedy používají k měření síly, kterou je pacient schopen vyvinout, a k rehabilitaci končetin. Samotný přístroj se skládá z křesla s pásy, dynamometru, otáčivého ramene a řídicí jednotky. Pacient je připášen ke křeslu, pomocí pojezdů je ustaven do správné polohy tak, aby osa otáčení ramene procházela osou otáčení kolene. Poté je končetina uchycena k ramenu pomocí suchého zipu těsně nad kotníkem, následně se může začít s vlastním měřením.

V případě izokinetické dynamometrie je v řídicí jednotce nastavena konstantní úhlová rychlost otáčení a na základě měření momentu, vyvozeného pacientem, je motorem vyvozován proměnlivý odpor tak, aby úhlová rychlost zůstávala konstantní. Naměřené hodnoty se následně vyhodnocují v řídicím software.

Mezi další využití těchto přístrojů patří posilování svalů s předem nastavenou silou, kterou musí pacient vyvinout, či pasivní cvičení, kdy se o rehabilitaci končetiny stará motor, umístěný v hlavě přístroje. V přístroji jsou zabudovány také bezpečnostní vypínače, mechanické nastavení rozsahu pohybu a bezpečnostní brzdy. [16]





*Obr. 3.7: Rehabilitace na přístroji Isomed 2000 Standard [17]*

Technické parametry Isomed 2000 Standard	
<b>Maximální moment</b>	500 Nm
<b>Moment el.-mech.brzdy</b>	380 Nm
<b>Úhlová rychlost</b>	2 – 450 °/s
<b>Provozní rozsah</b>	340°
<b>Maximální zrychlení</b>	8500 °/s <sup>2</sup>
<b>Napájení</b>	3x 380 V, 3x16A, 8-15 kW

*Tab. 3.6: Technické parametry Isomed 2000 Standard [18]*

#### 4. Požadavkový list

Na základě provedené analýzy současných rehabilitačních přístrojů na trhu byly vyspecifikovány následující požadavky.

Požadavek	Hodnota
Druh činnosti:	Rehabilitace dolních končetin (primárně kolenní kloub)
Poloha pacienta:	Vsedě na křesle
Nosnost křesla:	Max. 130 kg
Druh pohonu zátěže:	Elektromotor rotační
Druh řízení pohonu zátěže:	Momentové řízení na základě zpětné vazby
Max. moment zátěže:	350 Nm
Napájecí napětí všech pohonů:	400 V nebo 230 V
Počet stupňů volnosti křesla:	3 (výšková nastavitelnost, naklápění zádové opěrky...)
Rozsah pohybu kolene pacienta:	0 – 120°
Rozsah úhlové rychlosti:	2 – 400°/s
Další požadavky:	Bezpečnostní brzda, snadné umístění handicapovaného pacienta na křeslo

Tab. 4.1: Požadavkový list

## 5. Varianty řešení

V této kapitole jsou navrženy celkem 4 varianty řešení. Jednotlivé varianty jsou přizpůsobeny k procvičování kolenního kloubu pacienta, pro který má primárně tato aplikace sloužit. Varianty se od sebe liší zejména rozdílnou kinematickou strukturou a zastavěnou plochou. V jednotlivých variantách není řešeno polohování zádové opěrky křesla, toto polohování se řeší až u vybrané varianty.

V následující kapitole bude provedena hodnotová analýza, z které vyjde optimální varianta řešení. Pro provedení hodnotové analýzy je důležité stanovit kritéria a jejich hodnocení pro každou variantu zvlášť. Z důvodu lepší přehlednosti budou tato kritéria posouzena slovně u jednotlivých variant již v této kapitole. V hodnotové analýze pak budou tato slovní hodnocení nahrazena adekvátní číselnou hodnotou.

Kritéria hodnocení jsou:

Kritérium		Popis
K1	Kompaktnost	Umístění pohonných jednotek, měřicích komponent.
K2	Údržba	Nutnost údržby, výměny některých komponent.
K3	Rozměry	Náročnost varianty na zastavěnou plochu.
K4	Imobilní pacient	Náročnost usazení imobilního pacienta k přístroji.
K5	Složitost použití	Složitost nastavení správné polohy pacienta pro cvičení, možnost automatizace polohování křesla.
K6	Náklady	Náklady na nákup komponent a výrobu.
K7	Bezpečnost a krytování	Bezpečnost při cvičení, nutnost zakrytování nebezpečných komponent.
K8	Univerzálnost	Složitost úpravy pro rehabilitaci a posilování dalších kloubů (např. hlezenní kloub)

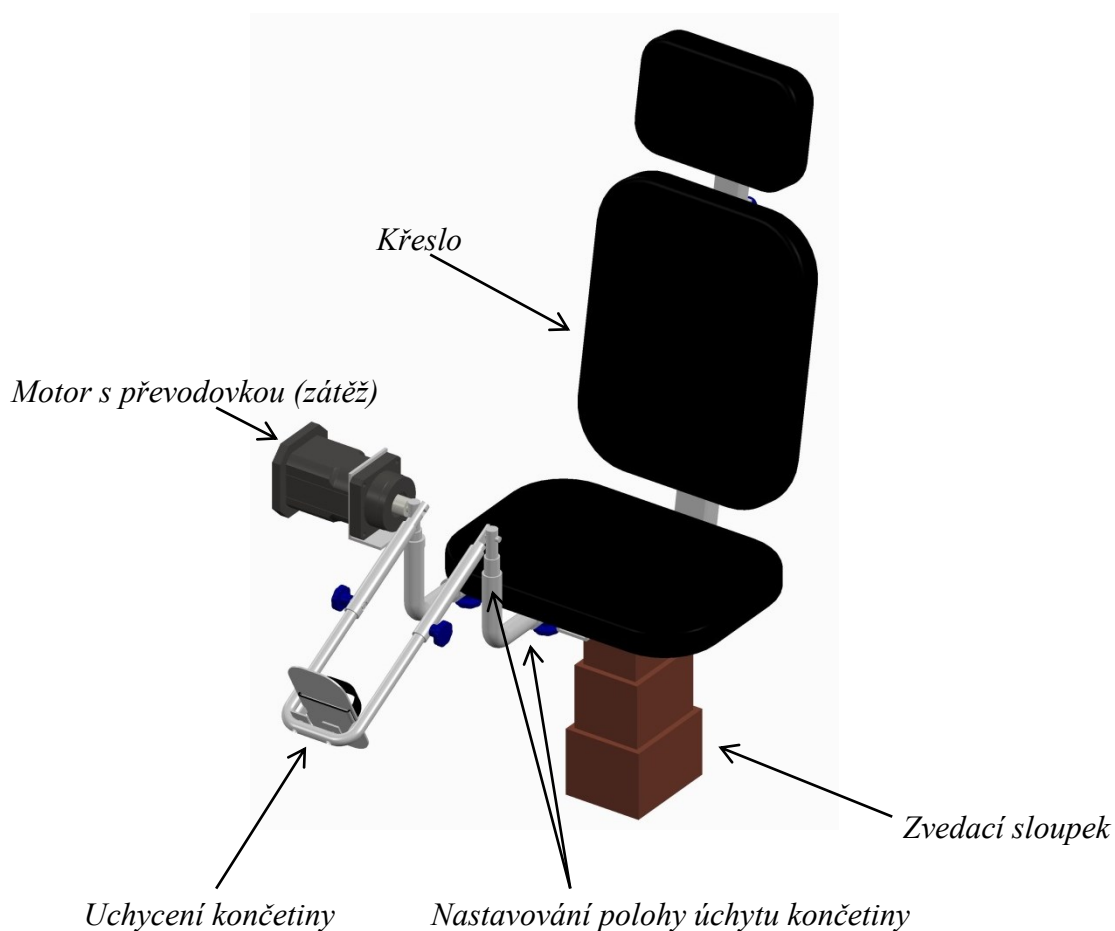
Tab. 5.1: Kritéria hodnocení

## 5.1 Varianta 1

V první variantě je motor s převodovkou (zátěž) umístěn na objímce přímo na nosném rámu. Tento rám je možné nastavit v horizontální i vertikální rovině tak, aby osa rotace (tzn. i osa pohonu) byla přesně v ose rotace kolene pacienta. Křeslo je umístěno na zvedacím sloupku, aby byl umožněn pohodlný nástup pacienta a zároveň při cvičení nedocházelo ke kontaktu úchyty končetiny pacienta s podlahou. Při změně rehabilitované končetiny (levá/pravá) je nutné celé rameno vyjmout z úchyty pod sedadlem křesla a přemístit zátěž (motor s převodovkou) na druhou stranu rámu.

Výhody této varianty jsou malá celková zastavěná plocha a jednoduchost použitých komponent.

Mezi hlavní nevýhody patří nízká variabilita cviků (rehabilitace pouze kolenního kloubu), složitá přestavba zařízení při výměně končetin a malá možnost zautomatizování nastavení polohy.



Obr. 5.1: 3D model varianty 1

### Hodnocení varianty 1:

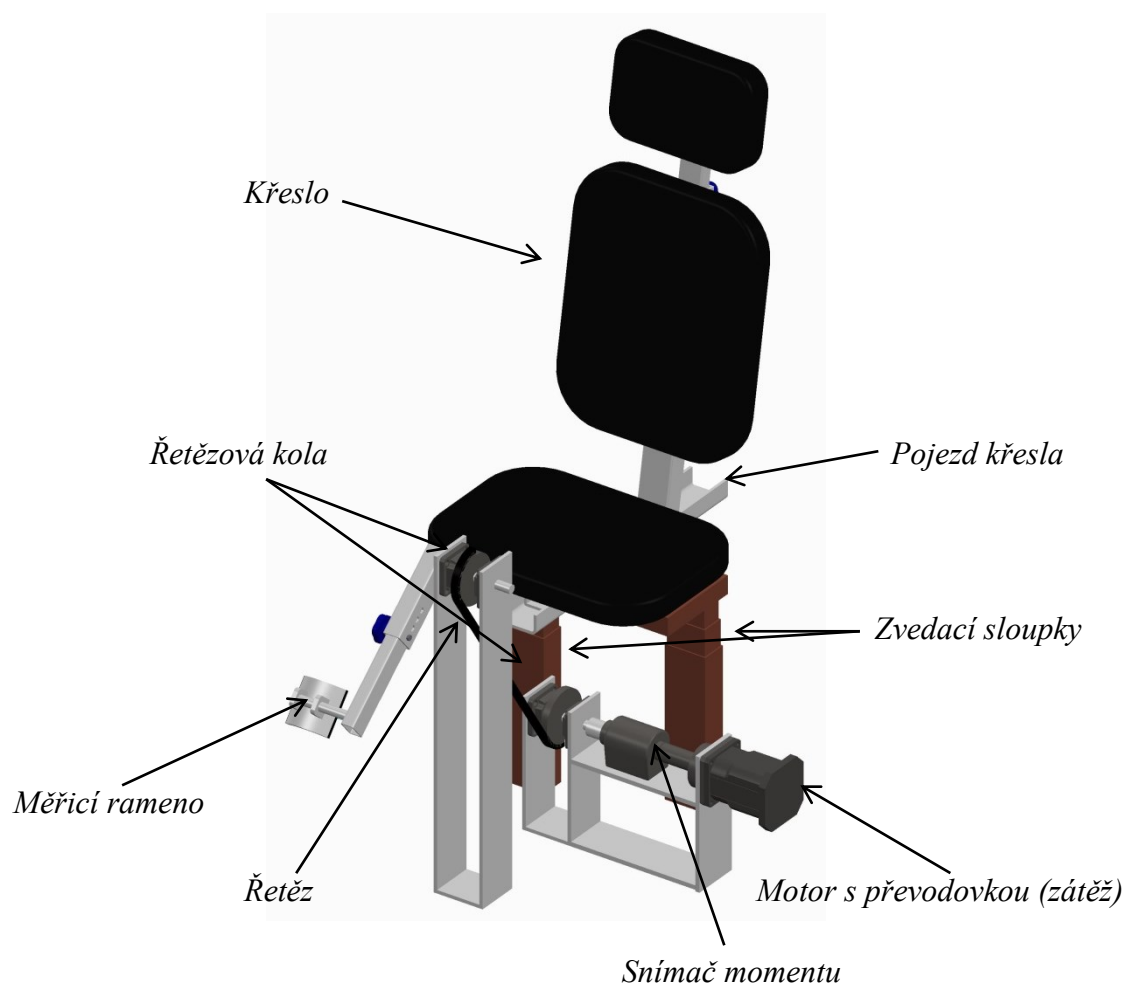
- **Kompaktnost** – Umístění pohonu i měřicí jednotky na objímce přímo na rámu.
- **Údržba** – Téměř bezúdržbové provedení, žádné komponenty vyžadující mazání.
- **Rozměry** – Celkové zástavbové rozměry malé.
- **Imobilní pacient** – Nutnost sundání celého rámu.
- **Složitost použití** – Zautomatizování nastavení polohy složité, nutnost složitého přestavení motoru při výměně končetin.
- **Náklady** – Náklady na výrobu nízké, žádné komponenty složité na výrobu.
- **Bezpečnost a krytování** – Jednoduché zakrytování pohonu.
- **Univerzálnost** – Možná jen rehabilitace kolenního kloubu.

## 5.2 Varianta 2

Ve druhé variantě je zátěž (motor s převodovkou) a snímač krouticího momentu uložen pod sedadlem křesla. Moment z ramene je k pohonu přiveden pomocí řetězového převodu. Hřídel s řetězovým kolem, na které je připevněno rameno, je umístěna na rámu před křeslem, správné nastavení osy rotace kolene je tedy nutné provést dvěma paralelně zapojenými zvedacími sloupky a horizontálním posuvem křesla. Hřídel je vyvedena oboustranně, lze tedy snadno vyměnit rameno při střídání končetin při rehabilitaci (levá/pravá).

Výhodami této varianty jsou relativně malá zastavěná plocha, umístění zátěže pod křeslem a jednoduchá výměna měřicího ramene při střídání rehabilitovaných končetin.

Mezi nevýhody patří zejména nutnost krytování řetězového převodu a jeho údržba, dále pak nízká variabilita prováděných cviků a složité usazování imobilního pacienta na křeslo.



Obr. 5.2: 3D model varianty 2

#### Hodnocení varianty 2:

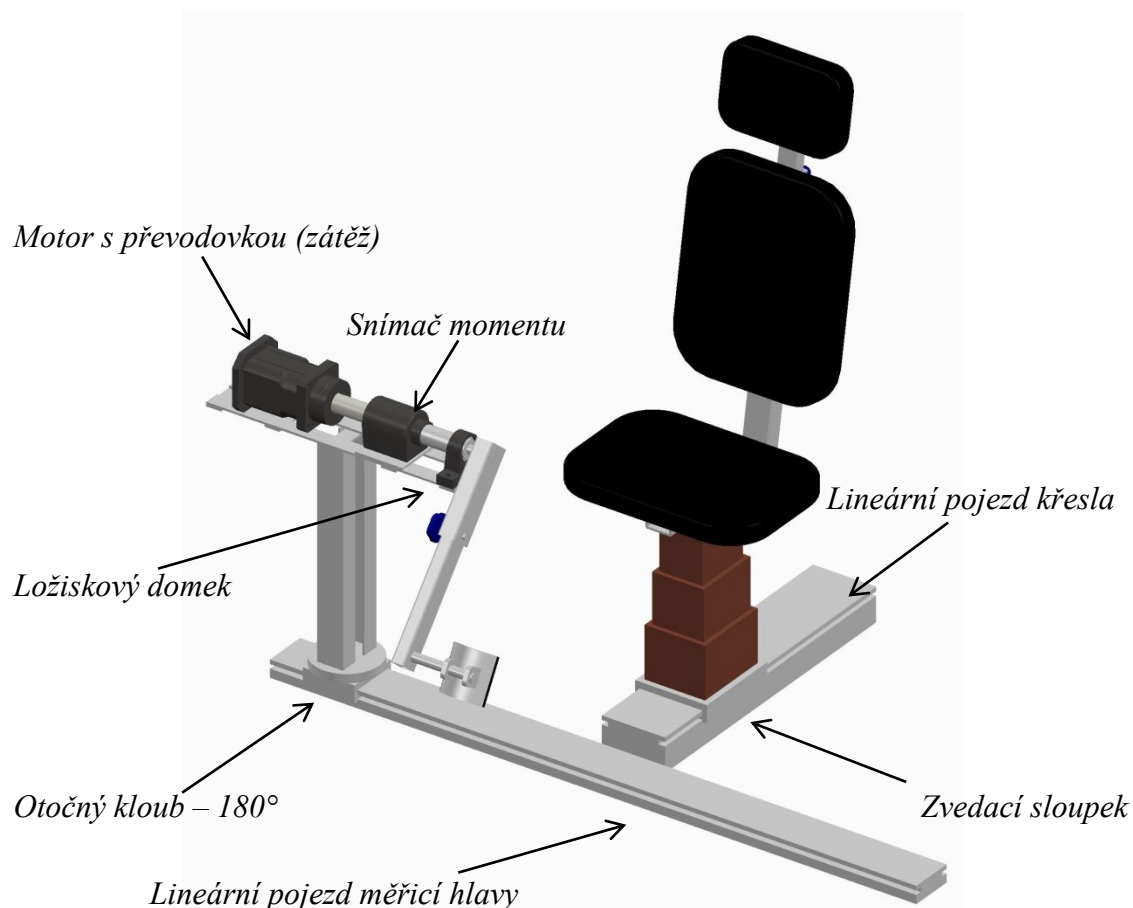
- **Kompaktnost** – Kompaktní provedení, uložení všech komponent pod křeslem.
- **Údržba** – Nutná údržba řetězového převodu.
- **Rozměry** – Relativně nízké zástavbové rozměry.
- **Imobilní pacient** – Složité usazování pacienta na křeslo, nutnost sklopení rámu.
- **Složitost použití** – Vertikální polohování zvedacími sloupky, horizontální nastavení manuálně (možnost zautomatizování). Přestavování ramene snadné.
- **Náklady** – Náklady na výrobu komponent nízké, avšak použití 2 zvedacích sloupků.
- **Bezpečnost a krytování** – Nutnost krytování zejména řetězového převodu.
- **Univerzálnost** – Možná jen rehabilitace kolenního kloubu.

### 5.3 Varianta 3

Tato varianta používá pro nastavení správné horizontální polohy pacienta dva lineární pojezdy (jeden pro křeslo, druhý pro měřicí hlavu). Křeslo je také umístěno na zvedacím sloupku, který nastavuje polohu pacienta ve vertikálním směru. Motor s převodovkou a snímač momentu jsou umístěny v měřicí hlavě. Měřicí hlava je otočně uložena v kloubu, který umožňuje změnu polohy o  $180^\circ$  při výměně rehabilitovaných končetin (levá/pravá). Křeslo může být také uloženo v otočném kloubu, který umožní jeho vytočení pro snadnější usazování pacienta.

Mezi výhody této varianty patří jednoduché nastavení požadované polohy pacienta a její snadné zautomatizování, jednoduchá úprava pro výměnu končetiny a velká variabilita cviků.

Nevýhodou jsou zejména velké zástavbové rozměry a relativně vysoké náklady na výrobu.



Obr. 5.3: 3D model varianty 3

### Hodnocení varianty 3:

- **Kompaktnost** – Umístění všech zatěžovacích komponent na měřicí hlavě.
- **Údržba** – Téměř bezúdržbové provedení, pouze občasné mazání lineárního pojezdu.
- **Rozměry** – Velká zastavěná plocha.
- **Imobilní pacient** – Snadné nastupování handicapovaného člověka.
- **Složitost použití** – Snadné nastavení požadované polohy pacienta, jednoduchá možnost automatizace.
- **Náklady** – Vyšší náklady na výrobu (lineární vedení, pohony...).
- **Bezpečnost a krytování** – Jednoduché zakrytování pohonu.
- **Univerzálnost** – Velká variabilita, jednoduchá úprava pro rehabilitaci dalších kloubů dolní končetiny (např. hlezenní).

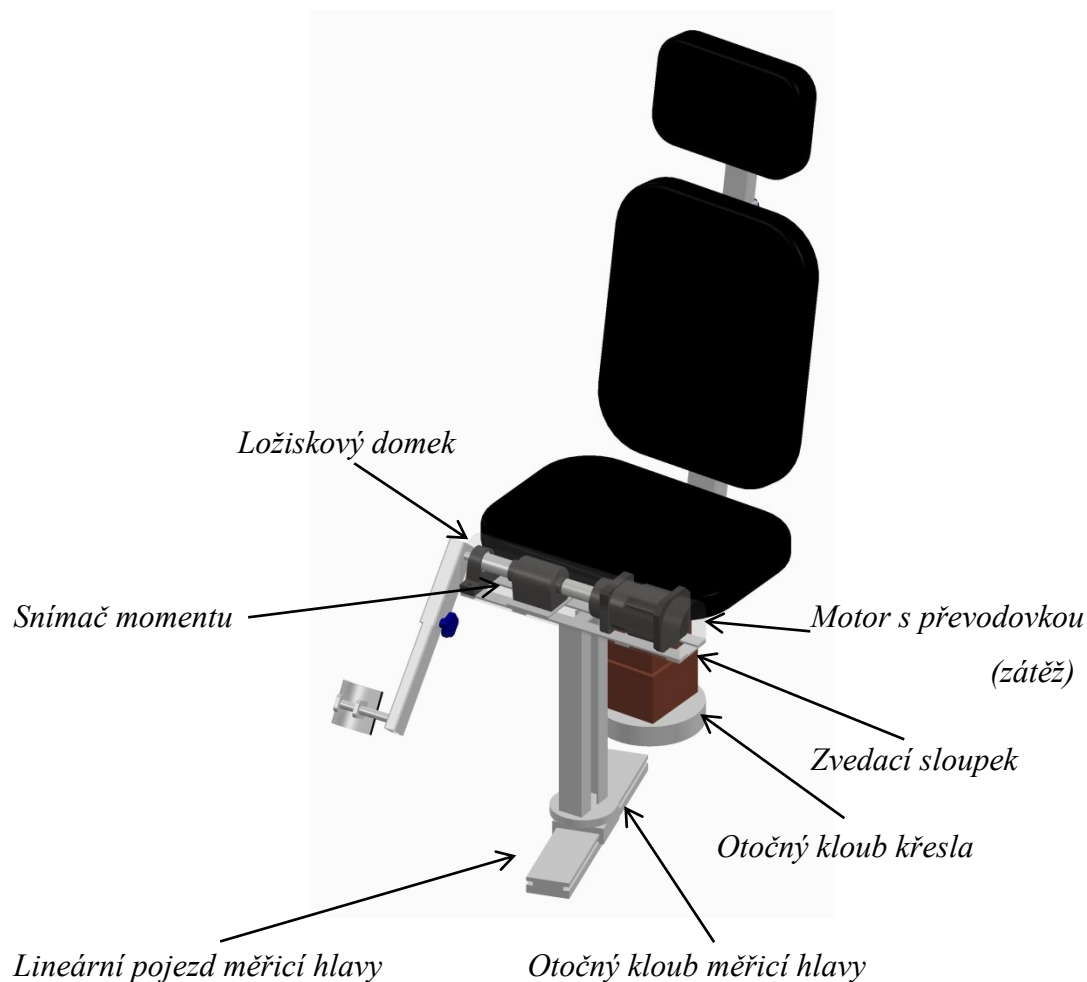
### 5.4 Varianta 4

Čtvrtá varianta používá ke správnému nastavení polohy pacienta dva otočné klouby (křesla a měřicí hlavy) a lineární pojezd, na kterém je umístěna měřicí hlava. O správné výškové nastavení se stará zvedací sloupek. Motor s převodovkou a snímačem momentu je stejně jako v předchozí variantě umístěn na měřicí hlavě. Nastavování správné polohy pacienta je složitější, protože musí být zkoordinovány pohyby obou otočných kloubů a lineárního pojezdu. Na druhou stranu díky tomuto uspořádání zabírá provedení menší zástavbový prostor než třetí varianta.

Tato varianta je výhodná zejména díky menším zástavbovým rozměrům, univerzálnosti a možným zautomatizováním nastavení správné polohy pacienta.

Mezi nevýhody patří zejména složitost nastavení správné polohy pacienta a relativně vysoká výrobní cena komponent.





Obr. 5.4: 3D model varianty 4

#### Hodnocení varianty 4:

- **Kompaktnost** – Umístění všech zatěžovacích komponent na měřicí hlavě.
- **Údržba** – Téměř bezúdržbové provedení, pouze občasné mazání lineárního pojezdu.
- **Rozměry** – Menší zastavěná plocha než v předchozí variantě.
- **Imobilní pacient** – Snadné nastupování handicapovaného člověka.
- **Složitost použití** – Složitější nastavení požadované polohy pacienta, jednoduchá možnost automatizace.
- **Náklady** – Vyšší náklady na výrobu (lineární vedení, otočné klouby, pohony...).
- **Bezpečnost a krytování** – Jednoduché zakrytování pohonu.
- **Univerzálnost** – Velká variabilita, jednoduchá úprava pro rehabilitaci dalších kloubů dolní končetiny (např. hlezenní).

## 6. Hodnotová analýza

Hodnotová analýza je jeden ze způsobů určení vhodného konstrukčního řešení výrobku dle určitých kritérií. V předcházející kapitole byla tato kritéria určena a u každé z variant slovně zhodnocena. Následně je zapotřebí danému hodnocení přiřadit adekvátní bodovou hodnotu, určit významnost jednotlivých kritérií a vybrat optimální variantu.

Hodnoty kritérií	
6	Vysoká úroveň
5	Dobrá úroveň
4	Průměrná úroveň
3	Nízká úroveň
2	Nevyhovující úroveň
1	Nepříznivý stav

*Tab. 6.1: Hodnoty kritérií*

Významnost kritérií	
2	Nejvyšší
1	Nejnižší

*Tab. 6.2: Významnost kritérií*

### Kritéria hodnocení:

- K1 – Kompaktnost
- K2 – Údržba
- K3 – Rozměry
- K4 – Imobilní pacient
- K5 – Složitost použití
- K6 – Náklady
- K7 – Bezpečnost a krytování
- K8 - Univerzálnost

## 6.1 Hodnocení variant podle jednotlivých kritérií

Na základě slovního hodnocení u každé varianty zvlášť je danému kritériu přiřazeno adekvátní bodové hodnocení.

Kritérium	Varianta			
	1	2	3	4
K1	4	5	4	4
K2	5	2	5	5
K3	6	5	2	3
K4	1	2	6	6
K5	2	5	5	4
K6	3	5	3	1
K7	5	2	5	5
K8	1	1	5	5

Tab. 6.3: Hodnocení variant dle jednotlivých kritérií

## 6.2 Stanovení významnosti kritérií

Kvůli objektivnosti porovnávání kritérií byli vybráni dva experti, kteří srovnávali vždy dvě kritéria. Významnější z kritérií je zvýrazněno tučně. V případě stejné váhy významností jsou obě kritéria zvýrazněna tučně.

Porovnávané páry kritérií							Počet voleb v	Pořadí
K1 K2	K1 K3	K1 K4	K1 K5	K1 K6	K1 K7	K1 K8	0,5	7. – 8.
	K2 K3	K2 K4	K2 K5	K2 K6	K2 K7	K2 K8	2,5	6.
		K3 K4	K3 K5	K3 K6	K3 K7	K3 K8	3	5.
			K4 K5	K4 K6	K4 K7	K4 K8	5,5	3.
				K5 K6	K5 K7	K5 K8	3,5	4.
					K6 K7	K6 K8	6,5	1.
						K7 K8	0,5 6	7. – 8. 2.
Vypracoval:					Bc. Martin Ryšavý			

Tab. 6.4: Porovnání kritérií podle prvního experta

Porovnávané páry kritérií							Počet voleb v	Pořadí
K1 K2	K1 K3	K1 K4	K1 K5	K1 K6	K1 K7	K1 K8	1	8.
	K2 K3	K2 K4	K2 K5	K2 K6	K2 K7	K2 K8	3	5.
		K3 K4	K3 K5	K3 K6	K3 K7	K3 K8	5	3.
			K4 K5	K4 K6	K4 K7	K4 K8	2	7.
				K5 K6	K5 K7	K5 K8	3,5	4.
					K6 K7	K6 K8	5,5	1. – 2.
						K7 K8	2,5 5,5	6. 1. – 2.
Vypracoval:					Bc. Marek Šostok			

Tab. 6.5: Porovnání kritérií podle druhého experta

### 6.3 Výpočet koeficientu významnosti

Díky koeficientu významnosti lze seřadit kritéria od nejvýznamnějšího (hodnota 2) po nejméně významné (hodnota 1).

$$q = f(v) \quad (1) \quad \rightarrow \quad 1 = a \cdot 0 + b \quad \rightarrow \quad b = 1 \quad \rightarrow \quad 2 = a \cdot 6 + 1$$

$$q = a \cdot v + b \quad \quad \quad 2 = a \cdot 6 + b \quad \quad \quad a = \frac{2-1}{6} = \frac{1}{6}$$

$$q = \frac{1}{6} \cdot v + 1$$

Kritérium	Průměrný počet voleb v	Váha významnosti kritéria q
K1	0,75	1,125
K2	2,75	1,458
K3	4	1,667
K4	3,75	1,625
K5	3,5	1,583
K6	6	2
K7	1,5	1,25
K8	5,75	1,958

Tab. 6.6.: *Váha významnosti kritérií*

#### 6.4 Výpočet vážených indexů jednotlivých variant

Varianta 1			
Kritérium	Hodnota	Váha významnosti kritéria q	Vážený index kritéria
K1	4	1,125	4,5
K2	5	1,458	7,29
K3	6	1,667	10
K4	1	1,625	1,63
K5	2	1,583	3,17
K6	3	2	6
K7	5	1,25	6,25
K8	1	1,958	1,96
Celkový součet vážených indexů			40,8

Tab. 6.7: Vážený index kritéria varianty 1

Varianta 2			
Kritérium	Hodnota	Váha významnosti kritéria q	Vážený index kritéria
K1	5	1,125	5,63
K2	2	1,458	2,92
K3	5	1,667	8,34
K4	2	1,625	3,25
K5	5	1,583	7,92
K6	5	2	10
K7	2	1,25	2,5
K8	1	1,958	1,96
Celkový součet vážených indexů			42,52

Tab. 6.8: Vážený index kritéria varianty 2

Varianta 3			
Kritérium	Hodnota	Váha významnosti kritéria q	Vážený index kritéria
K1	4	1,125	4,5
K2	5	1,458	7,29
K3	2	1,667	3,33
K4	6	1,625	9,75
K5	5	1,583	7,92
K6	3	2	6
K7	5	1,25	6,25
K8	5	1,958	9,79
Celkový součet vážených indexů			54,83

Tab. 6.9: Vážený index kritéria varianty 3

Varianta 4			
Kritérium	Hodnota	Váha významnosti kritéria q	Vážený index kritéria
K1	4	1,125	4,5
K2	5	1,458	7,29
K3	3	1,667	5
K4	6	1,625	9,75
K5	4	1,583	6,33
K6	1	2	2
K7	5	1,25	6,25
K8	5	1,958	9,79
Celkový součet vážených indexů			50,91

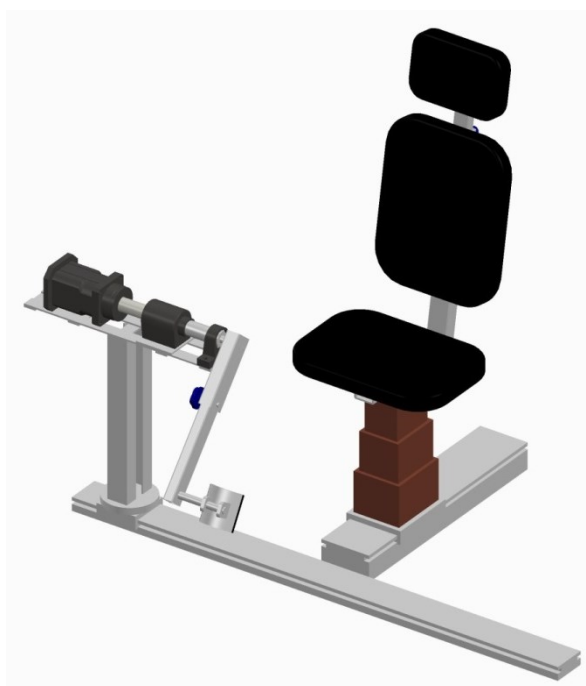
Tab. 6.10: Vážený index kritéria varianty 4

## 6.5 Porovnání jednotlivých variant

Varianta	Celkový součet vážených indexů	Pořadí
1	40,8	4.
2	42,52	3.
3	54,83	1.
4	50,91	2.

*Tab. 6.11: Určení vítězné varianty*

Ze srovnání výsledků hodnotové analýzy jednotlivých variant vyplývá, že pro danou úlohu je optimální varianta č. 3 – tj. varianta s měřicí hlavou a dvěma lineárními pojezdy. V další části diplomové práce je tato varianta podrobněji rozpracována.



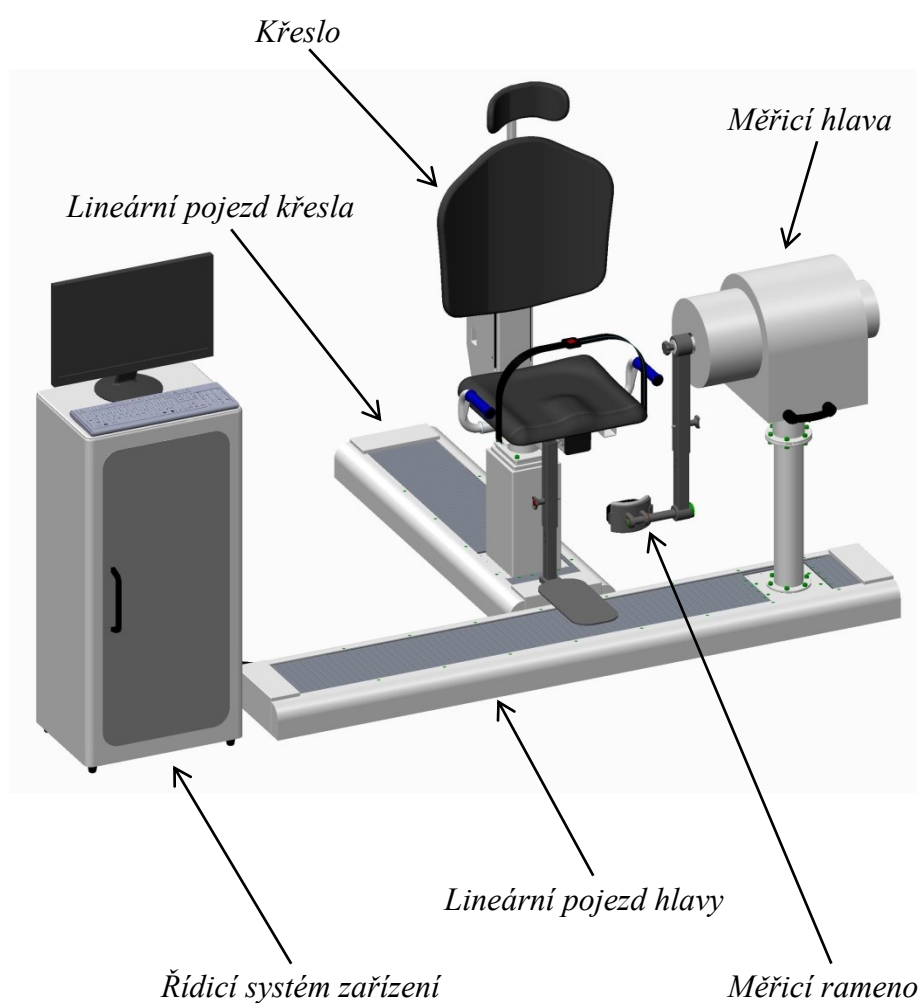
*Obr. 6.1: 3D model vítězné varianty č. 3*



## 7. Konstrukční řešení vybrané varianty

V této kapitole jsou podrobně popsány všechny části rehabilitačního zařízení. Vzhledem k lepší přehlednosti jsou tyto konstrukční celky rozděleny do podkapitol – křeslo, lineární pojezdy, měřicí hlava a měřicí rameno.

Většina výpočtové dokumentace byla zpracována v programu MathCAD, výpočty jsou proto uvedeny samostatně v přílohách. V textu jsou uvedeny odkazy na určitou přílohu s výpočty patřící k dané problematice.



Obr. 7.1: 3D model rehabilitačního zařízení

<b>Základní technické parametry rehabilitačního přístroje</b>	
<b>Zastavěná plocha</b>	2,5 x 1,5 m
<b>Celková hmotnost</b>	350 kg
<b>Nosnost křesla</b>	130 kg
<b>Max. moment zátěže</b>	350 Nm
<b>Rozsah lineárního pojezdu křesla</b>	460 mm
<b>Rozsah lineárního pojezdu měřicí hlavy</b>	1 200 mm
<b>Zdvih křesla</b>	200 mm
<b>Napájení</b>	3 x 400 V AC

*Tab. 7.1: Základní technické parametry rehabilitačního přístroje*

## 7.1 Křeslo

Při návrhu křesla rehabilitačního přístroje byl kladen důraz zejména na bezpečnost, jednoduché přizpůsobení křesla dle velikosti pacienta a možnost snadného usazení imobilního pacienta.

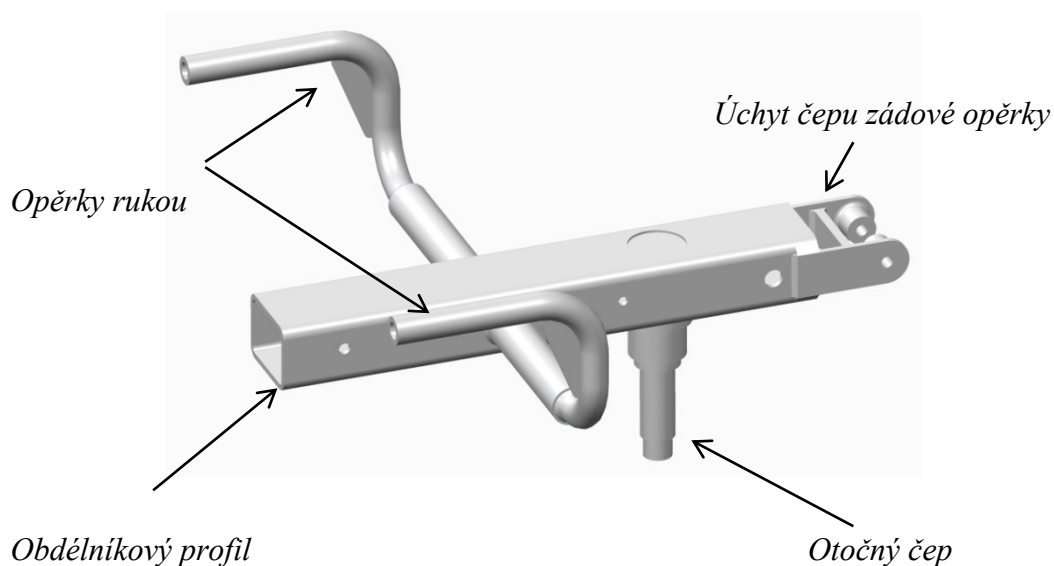
### 7.1.1 Rám křesla

Hlavními požadavky na rám křesla jsou jednoduchá vyrobiteľnost, vysoká tuhost a nízké výrobní náklady. Z tohoto důvodu je celá konstrukce rámu vyrobena z ocelových komponent, v naprosté většině od firmy FERONA. [19]

Rám sedadla je tvořen obdélníkovým jeklem 80x60x5, na kterém jsou v zadní části přivařeny úchyty pro čepy. Opěrky rukou jsou vyrobeny z ohnutých tlustostěnných trubek  $\phi 25 \times 5$ , ty jsou z důvodu větší tuhosti uloženy v průchozí trubce  $\phi 35 \times 5$ , která je prostrčena otvorem v jeklu, a přivařeny. Ke snížení velikosti maximálního ohybu opěrek rukou při zatížení byly zespodu ohnutých trubek přivařeny žebra.

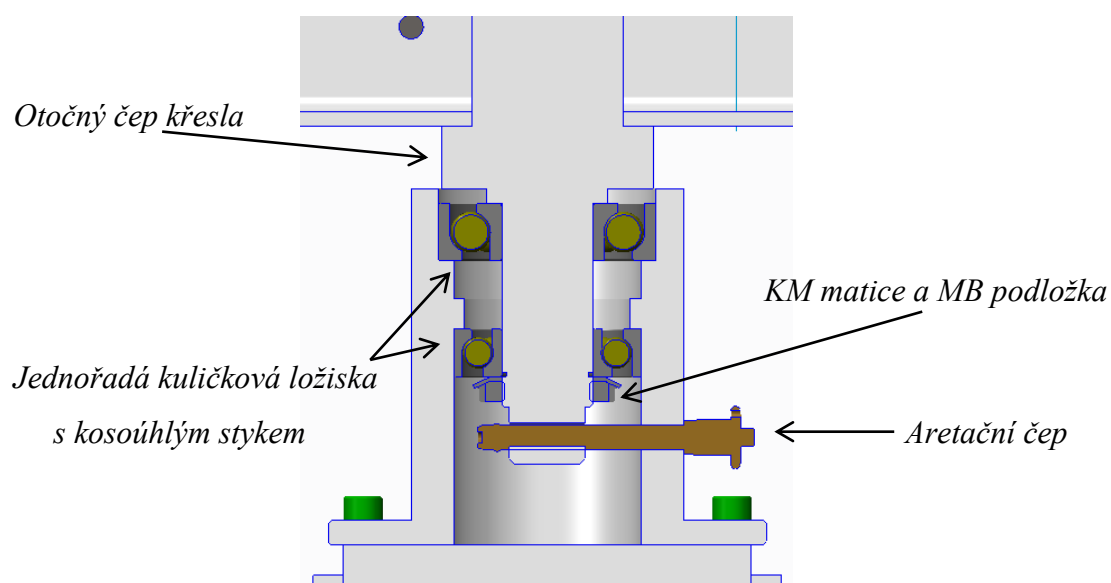
Hlavním prvkem rámu zádové opěrky je U-profil 100x60x5, na kterém jsou přivařeny úchyty čepů, úchyt opěrky hlavy a ohnutý plech, na který bude přichycena kupovaná polstrovaná zádová opěrka.

V příloze A jsou uvedeny výsledky pevnostní kontroly opěrek rukou.



Obr. 7.2: Svařovaný rám sedadla

Z důvodu snazšího usazení imobilního pacienta na křeslo je čep rámu sedadla otočně uložen ve dvou jednořadých kuličkových ložiscích s kosoúhlým stykem firmy SKF [20]. Horní ložisko typu 7306 je větší, protože zachytává radiální i axiální sílu. Dolní ložisko, zachytávající pouze radiální sílu, je typu 7206. Díky vzájemnému uložení ložisek „do O“ je docíleno dostatečně tuhého uložení s možností přenášení velkých klopných momentů vznikajících při cvičení na přístroji. Křeslo je zajištěno proti pootočení aretačním čepem.

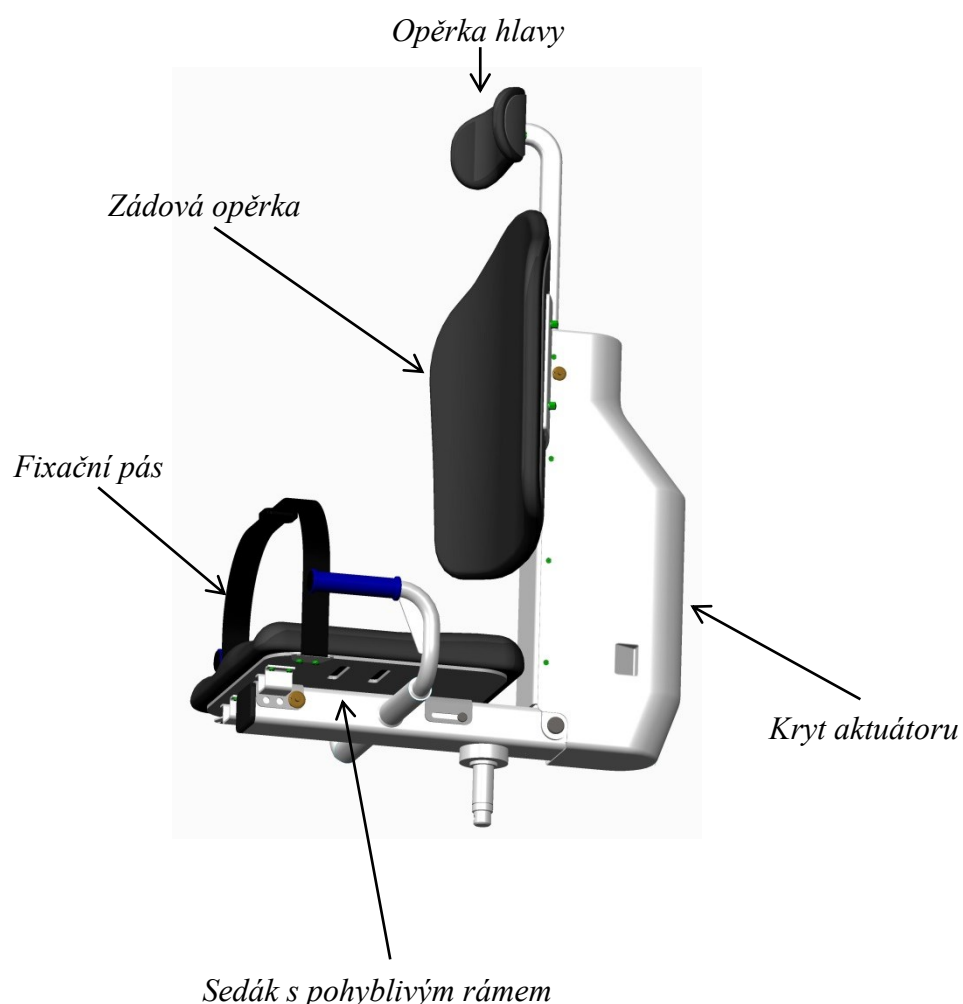


Obr. 7.3: Detail uložení čepu křesla v ložiscích

### 7.1.2 Sestava křesla

Hlavní části rámu křesla (zádová opěrka a sedadlo) jsou vzájemně spojeny pomocí čepu. Na rámu jsou připevněny polstrované komponenty, využívající se u elektrických invalidních vozíků (zádová opěrka, sedák a opěrka hlavy) [21]. Tyto části jsou šrouby spojeny s rámem, takže je možná jejich výměna při poškození, ušpinění apod. Polstrovaný sedák je přichycen na pohyblivém rámu, který umožňuje posun sedadla v horizontálním směru o cca 4 cm. Opěrka hlavy je taktéž výškově nastavitelná v rozmezí 5 cm. Obě tyto části jsou zaaretovány pojistnými čepy s kuličkou. Lineární aktuátor je zakrytý vyráběným plechovým krytem.

Součástí rámu sedadla je také pás, který zajišťuje co nejefektivnější provedení cviků.



Obr. 7.4: Sestava křesla

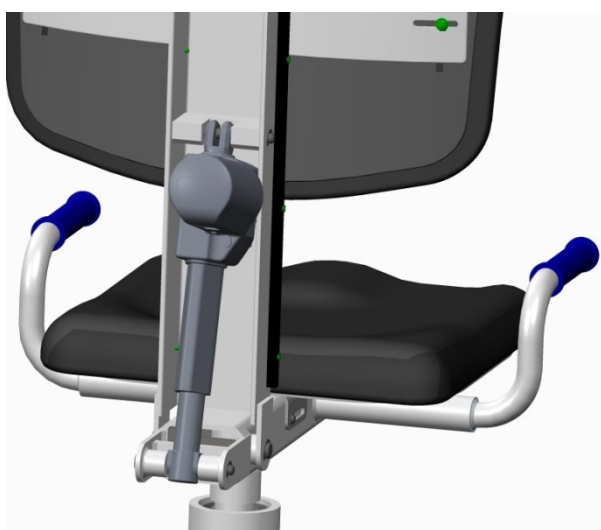
### 7.1.3 Polohování křesla

Jedním z požadavků na konstrukci křesla byla jeho jednoduchá úprava podle proporcí konkrétního pacienta. Rehabilitační křeslo lze upravit v těchto parametrech:

- Sklápění zádové opěrky – rozsah 0 – 30° (aktuátor TA7C, zautomatizováno)
- Výšková nastavitelnost křesla – rozsah 200 mm (zvedací sloupek TL3B, zautomatizováno)
- Horizontální nastavení sedadla – rozsah 40 mm (pojistný čep, ruční nastavení)
- Vertikální nastavení zádové opěrky – rozsah dle použité opěrky (ruční nastavení)
- Vertikální nastavení opěrky hlavy – rozsah 50 mm (pojistný čep, ruční nastavení)

Polohování zádové opěrky je plně automatizované pomocí lineárního aktuátoru TA7C se zdvihem 100 mm. Tento aktuátor má vestavěnou bezpečnostní brzdu, zpětná vazba je zabezpečena Hallovým snímačem. Uchycení pohonu na rámu křesla pomocí čepů lze vidět na obrázku níže. Aktuátor byl vybrán na základě výpočtu uvedeného v příloze B.

S ohledem na bezpečnost pacienta je naklápění zádové opěrky zkonstruováno tak, aby při maximálním sklopení opěrky o 30° byl píst aktuátoru zcela zasunut a nedovoloval další pohyb zádové opěrky.



*Obr.7.5 : Umístění lineárního aktuátoru*

O vertikální polohování křesla se stará zvedací sloupek TL3B od výrobce TIMOTION. Použitý sloupek má zdvih 200 mm, je vybaven bezpečnostní brzdou a zpětnou vazbou Hallovyho senzorem. Díky teleskopické konstrukci složené z 3 částí se vyznačuje malou zástavbovou délkou a možností zachytit velké klopné momenty.

Technické parametry aktuátoru TA7C	
<b>Zdvih</b>	100 mm
<b>Síla (tlak/tah)</b>	5000 / 4000 N
<b>Napájecí napětí</b>	12 V DC
<b>Jmenovitý proud</b>	3,5 A
<b>Jmenovitá rychlost</b>	3,9 mm/s
<b>Stupeň krytí</b>	IP 54 nebo 66
<b>Zpětná vazba</b>	Hallova sonda



Tab. 7.2: Technické parametry aktuátoru TA7C [22]

Technické parametry zvedacího sloupku TL3B	
<b>Zdvih</b>	200 mm
<b>Síla (tlak)</b>	4000 N
<b>Napájecí napětí</b>	12 V DC
<b>Jmenovitý proud</b>	5,5 A
<b>Jmenovitá rychlost</b>	7,6 mm/s
<b>Maximální ohyb. moment</b>	1000 Nm
<b>Zpětná vazba</b>	Hallova sonda



Tab. 7.3: Technické parametry zvedacího sloupku TL3B [23]

Technické parametry kontrolboxu TC2B	
<b>Napájení</b>	230 V AC
<b>Maximální výstup</b>	22 V DC, 3A
<b>Počet aktuátorů</b>	1 - 3



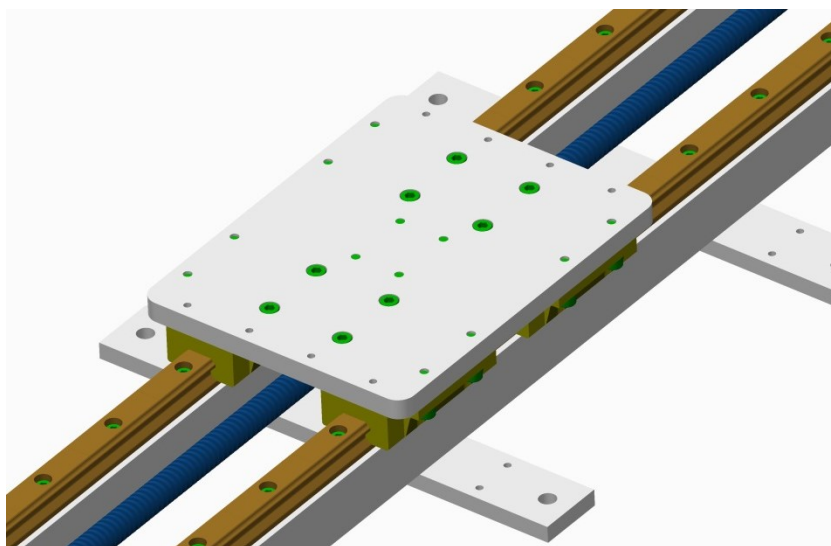
Tab. 7.4: Technické parametry kontrolboxu TC2B [24]

## 7.2 Lineární pojezdy

O správné ustavení pacienta pro rehabilitaci v horizontální rovině se starají dva lineární pojezdy - pojezd křesla a pojezd měřicí hlavy. Z důvodu snížení výrobních nákladů a jednodušší vyrobiteľnosti jsou oba tyto pojezdy téměř totožné, liší se pouze délkou a rozdílnými připojovacími rozměry na jezdcí.

### 7.2.1 Lineární vedení

Lineární vedení lze realizovat více způsoby – vedení rolen v profilu, vodící tyče podepřené i nepodepřené nebo profilové lineární vedení s valivými elementy. Jako nejlepší varianta se ukázalo být profilové lineární vedení (kolejnice a vozíky s oběhovými kuličkami), zejména díky vysoké přesnosti polohování a schopnosti zachytit velké klopné momenty.



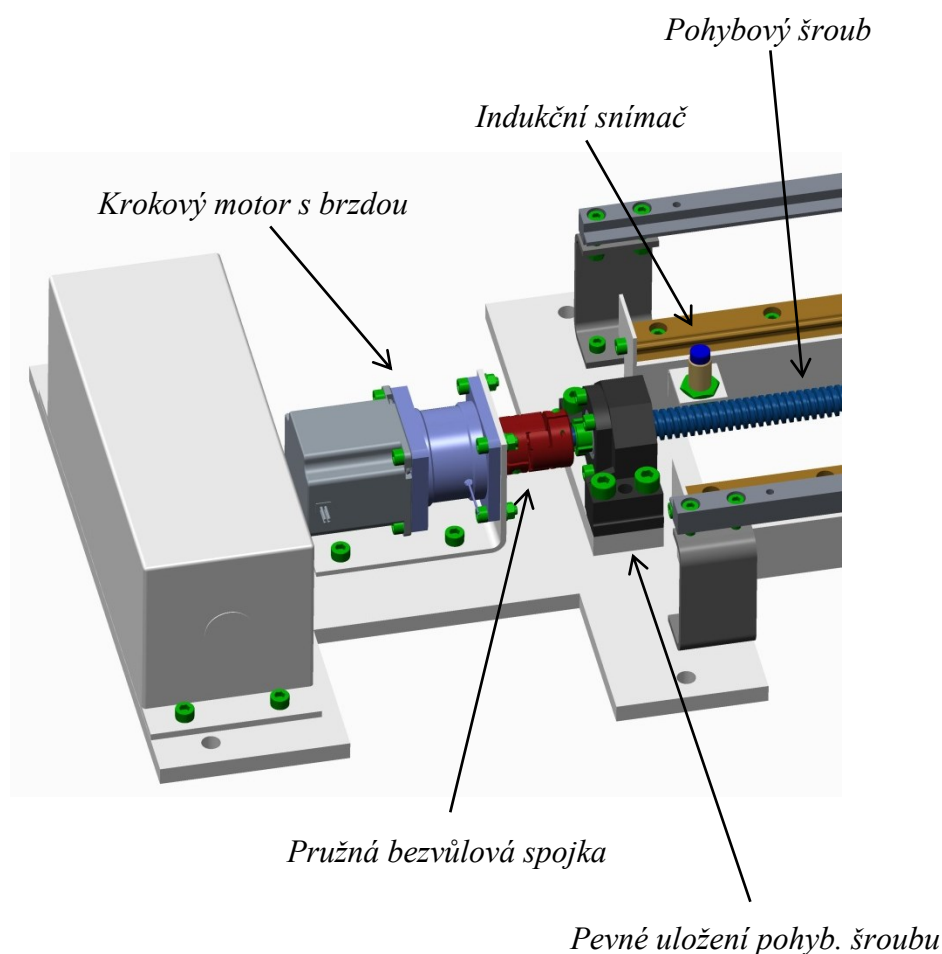
*Obr. 7.6: Lineární pojezd – profilové vedení a vozíky*

Pro tuto aplikaci bylo vybráno lineární vedení HG firmy HIWIN, konkrétně vedení HGW20HC (přírubový vozík a kolejnice) [25]. Z důvodu větší stability a lepší schopnosti zachytit klopné momenty vyvozované při cvičení pacienta byly použity dvě paralelní kolejnice. Kolejnice jsou přišroubovány ke svařovanému rámu dle návodu výrobce tak, aby se zaručila jejich rovnoběžnost a zabránilo se zbytečnému opotřebování kuliček ve vozících.

### 7.2.2 Pohon lineárního pojezdu

Pro převod rotačního pohybu na lineární byly použity trapézové pohybové šrouby firmy MATIS [26]. Na základě výpočtu (příloha E) byly zvoleny pohybové šrouby TR 16x4 z uhlíkové oceli EN 10084 C15E – 1.1141. Šrouby se vyrábějí válcováním, díky čemuž mají dobrou povrchovou pevnost a přesnost  $200\text{ }\mu\text{m}/300\text{ mm}$ . Trapézové šrouby jsou uloženy v patkových domcích s ložisky v kombinaci pevné – volné, tj. ze strany motoru je šroub uložen pevně v domku s radioaxiálním ložiskem SFA 10 a přichycen pojistnou maticí, druhá strana je uložena v domku s radiálním ložiskem SLA 10 a tedy je axiálně volná. Díky tomuto způsobu uložení lze dosáhnout vyšších provozních otáček, zároveň je šroub axiálně volný pro případnou teplotní dilataci šroubu.

K trapézovému šroubu byla vybrána čtyřhranná matice z cínového bronzu QBF 16 A R. Tato matice se používá u posuvů s menším zatížením, je snadno upevnitelná na rám jezdce pomocí čtyř šroubů a má dobrou odolnost proti opotřebení.



Obr.7.7 : Pohon lineárního pojezdu



Na základě výpočtu potřebného krouticího momentu (uveden v příloze E) byl použit krokový motor firmy FASTECH, která je v ČR zastoupena firmou RAVEO. Konkrétně se jedná o sestavu Ezi-STEP-BK MPB-56M krokového motoru s brzdou. Krokový motor byl vybrán díky jeho snadnému řízení bez nutnosti zpětné vazby (i když tento typ motoru má v sobě zabudovanou jednoduchou kontrolu ztráty kroku).

Výstupní hřídel motoru je spojena s pohybovým šroubem pomocí pružné bezvůlové spojky LK20-C25-6,35/8 výrobce COUP-LINK. Spojka se skládá ze dvou svěrných hlavíc a plastového středu, přenos momentu je realizován pomocí svěrného spoje.

Pro určení výchozí polohy jsou na koncích lineárního pojezdu umístěny indukční snímače IPS-12, které zároveň slouží jako dorazy. Z důvodu bezpečnosti jsou tyto indukční snímače v provedení rozpínacím. Pro případ selhání elektroniky jsou ještě na koncích kolejnic připevněny jednoduché mechanické dorazy.

Technické parametry motoru Ezi-STEP-56M	
Přídržný moment	1 Nm
Jmenovitý proud	3 A
Napětí	1,62 V
Moment setrvačnosti	200 gcm <sup>2</sup>
Jmenovitý proud brzdy	0,3 A
Spotřeba brzdy	7,5 W
Celková hmotnost	1,13 kg



Tab. 7.5: Technické parametry motoru Ezi-STEP-BK-MPB-56M [27]

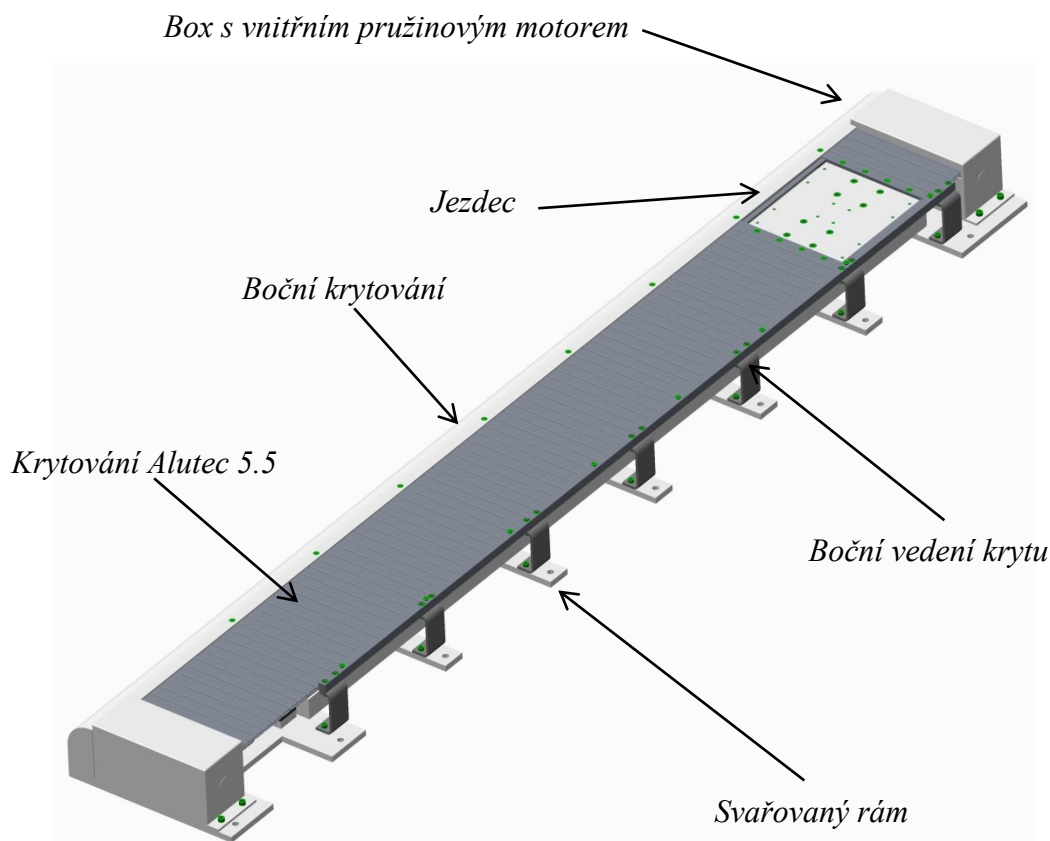
Technické parametry spojky LK20-C25	
Průměr	25 mm
Délka	34 mm
Vrtání	6,35/8 mm
Přenášený moment	6 Nm



Tab. 7.6: Technické parametry spojky LK20-C25-6,35/8 [28]

### 7.2.3 Krytování lineárního pojezdu

Vzhledem k bezpečnosti obsluhy i pacienta při rehabilitaci byl celý lineární pojezd zakrytován systémem z hliníkových profilů Alutec 5.5, který nabízí firma HENNLICH. Tyto profily jsou vzájemně spojeny a pomocí šroubů uchyceny na vozíku. Při jeho posunu dochází k navinutí krytu na válec s vnitřním pružinovým motorem. Hliníkové profily jsou opatřeny také bočním vedením, které zabraňuje jejich průhybu a přesně vymezuje dráhu pohybu.



Obr. 7.8: Lineární pojezd měřicí hlavy

Technické parametry krytu Alutec 5.5	
Poloměr ohybu	25 mm
Šířka	max. 3000 mm
Další vlastnosti	Ohebný na obě strany, snadno stíratelný povrch

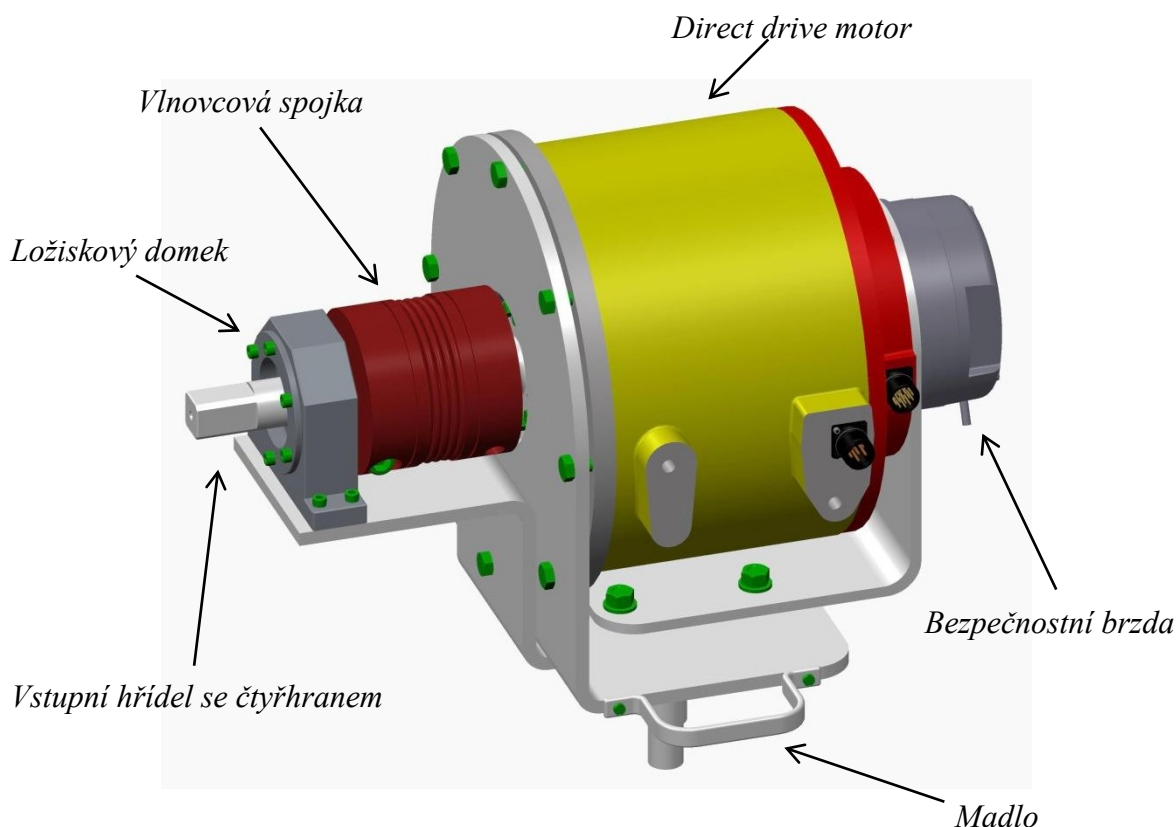


Tab. 7.7: Technické parametry krytu Alutec 5.5 [29]

### 7.3 Měřicí hlava

Zátěž při cvičení je vyvozována direct drive motorem Parker 300ST4M. Díky použití tohoto typu motoru není potřeba pro snímání velikosti momentu externí snímač, ale moment je přímo odečítán z množství proudu, kterým je motor napájen. Také se eliminují ztráty, které by při použití klasického servomotoru s převodovkou činily cca. 30%. Z důvodu bezpečnosti pacienta při cvičení je zde také umístěna elektromagnetická bezpečnostní brzda Roba-stop-M 32, která je schopna při výpadku dodávky elektrického proudu zafixovat měřicí rameno i s končetinou pacienta v dané poloze a zabránit tak případnému poranění nohy pacienta.

Vstupní hřídel se čtyřhranem je uložena ve dvouřadém kuličkovém ložisku s kosoúhlým stykem SKF 3207. Použití tohoto typu ložiska je výhodné z hlediska menší zástavbové šířky a schopnosti zachycovat klopné momenty při tuhém uložení. Výstupní hřídel motoru a vstupní hřídel se čtyřhranem jsou spojeny bezvůlovou, torzně tuhou vlnovcovou spojkou WK4/500, která dokáže vyrovnávat mírné axiální i radiální odchylky, případně i úhlové vyosení hřídelí. Spojka přenáší krouticí moment pomocí svěrného spoje, z důvodu zajištění bezpečnosti pacienta je přenos momentu pojištěn perem.



Obr. 7.9: Měřicí hlava bez krytování

Technické parametry motoru Parker 300ST4M	
Jmenovitá rychlost	200 min <sup>-1</sup>
Průběžný moment na výstupu	170 Nm
Proud při průběžném momentu	11,8 A
Špičkový moment	774 Nm
Proud při špičkovém momentu	66,5 A
Jmenovitý výkon	3,05 kW
Moment setrvačnosti bez zpětné vazby	140,8 *10 <sup>-3</sup> kgm <sup>2</sup>
Hmotnost se zpětnou vazbou	52,1 kg



Tab. 7.8: Technické parametry motoru Parker 300ST4M [30]

Technické parametry spojky WK4/500	
Jmenovitý přenášený moment	500 Nm
Vnější průměr	119 mm
Délka spojky	111 mm
Možná vrtání	36 – 60 mm



Tab. 7.9: Technické parametry vlnovcové spojky WK4/500 [32]

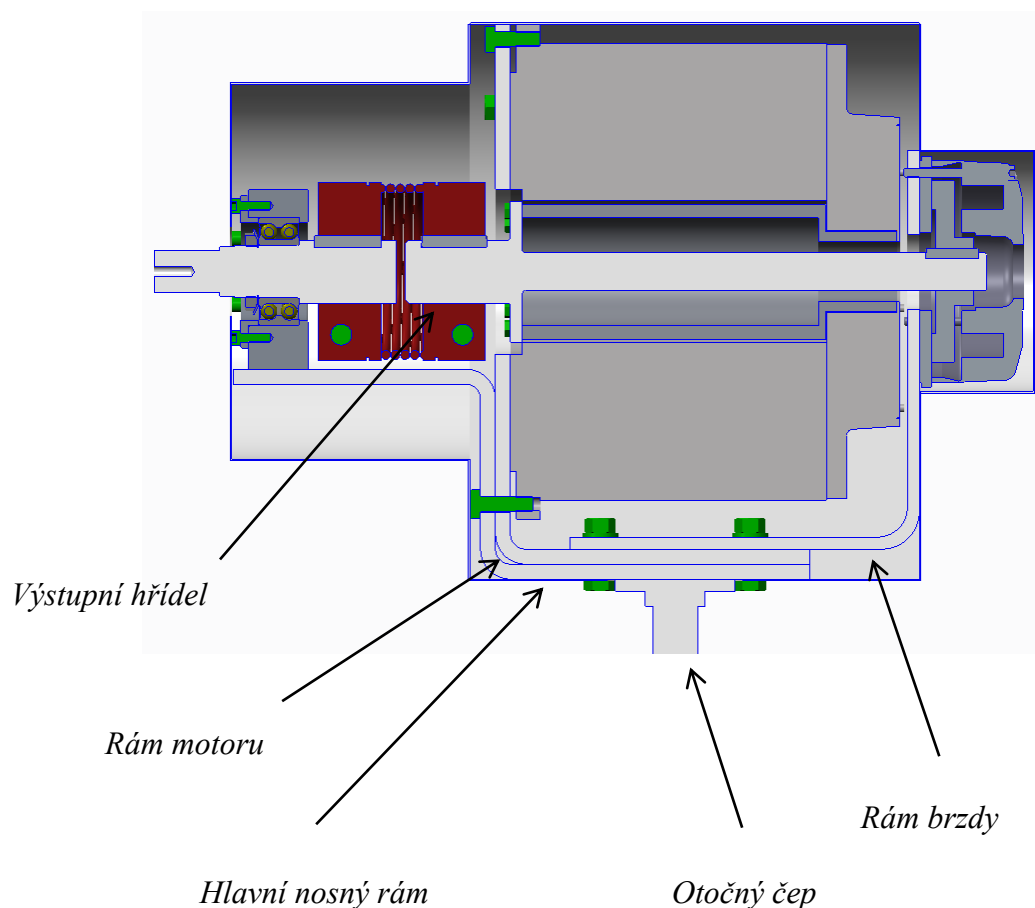
Technické parametry brzdy ROBA-stop-M	
Maximální brzdící moment	64 Nm
Maximální rychlost	3000 min <sup>-1</sup>
Průměr hřídele	19 - 30 mm
Vnější průměr	154 mm
Délka brzdy	61,7 mm



Tab. 7.10: Technické parametry bezpečnostní brzdy ROBA-stop-M 32 [33]

### 7.3.1 Rám měřicí hlavy

Rám měřicí hlavy je složen ze tří dílčích částí (hlavní nosný rám s čepem, rám motoru a rám brzdy), které jsou vzájemně spojeny šrouby. Výstupní hřídel motoru je připevněna k rotoru pomocí příruby a šroubů, je vyvedena na obě strany (lze vidět na obr. 7.10).

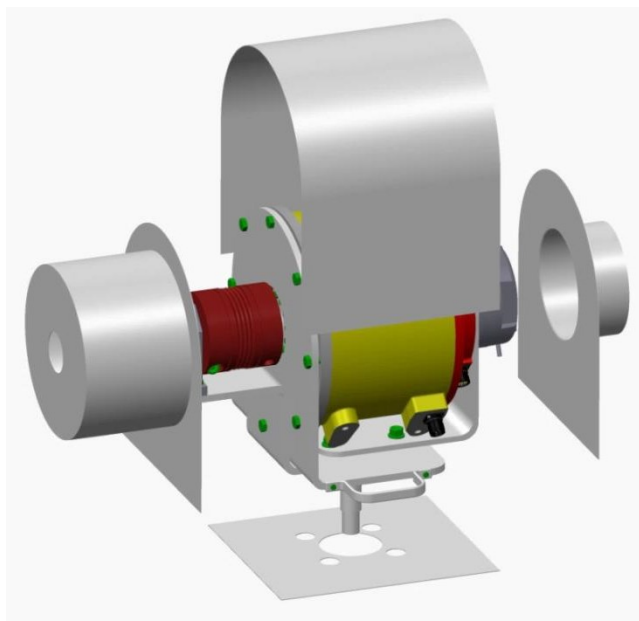


Obr. 7.10: Řez měřicí hlavou

Měřicí hlava je na stojně otočně uložena pomocí čepu a dvou jednořadých kuličkových ložisek s kosoúhlým stykem (stejně jako v případě uložení křesla), a zajištěna aretačním čepem. Toto uložení umožňuje otočit měřicí hlavu o  $180^\circ$  a jednoduše tak upravit zařízení pro výměnu rehabilitované končetiny. Vzhledem k použití totožných ložisek jako u rehabilitačního křesla a celkově menším působícím silám není v tomto případě nutná další kontrola ložisek.

### 7.3.2 Krytování měřicí hlavy

Kryt měřicí hlavy je navržen s důrazem na jednoduchost a snadnost výroby. Skládá se ze čtyř částí, vyrobených z ohýbaného ocelového plechu. Při výrobě rehabilitačního zařízení ve větších sériích by bylo možné zhotovit plastový kryt např. metodou vakuového tváření.



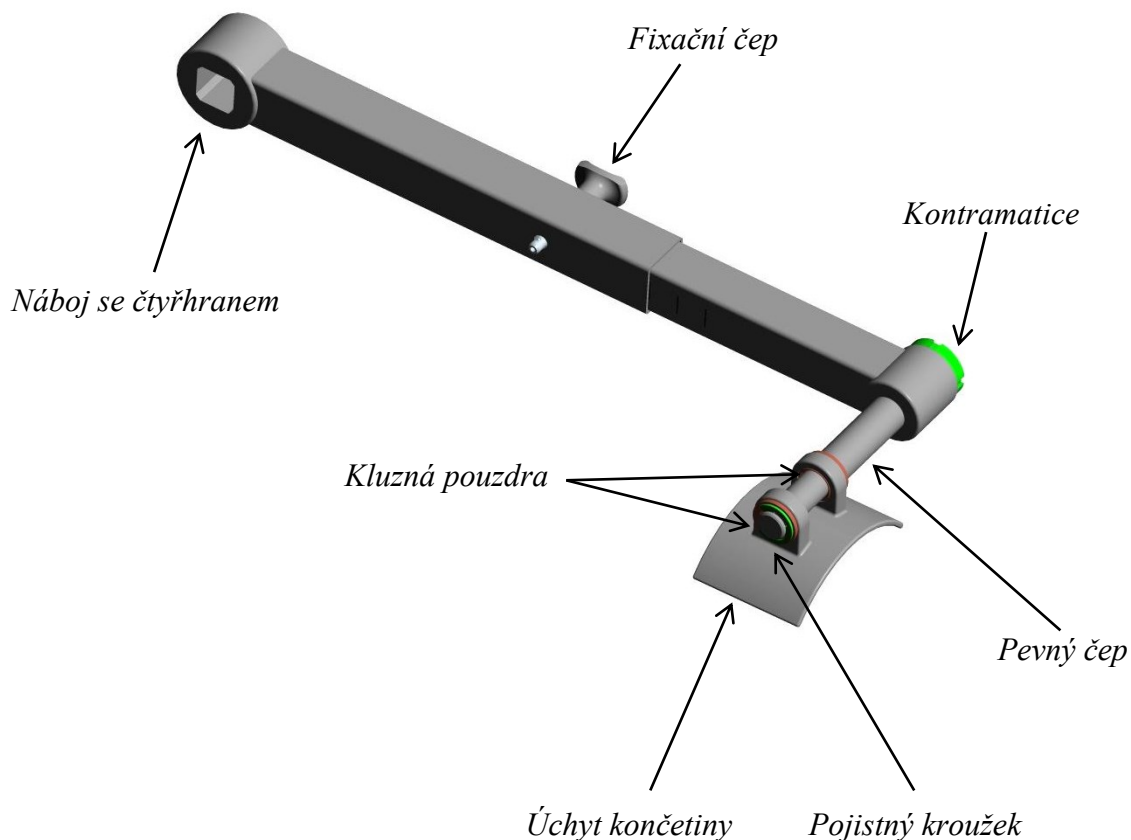
*Obr. 7.11: Kryt měřicí hlavy - plech*

### 7.4 Měřicí rameno

Měřicí rameno slouží k upnutí dolní končetiny pacienta a přenosu jím vyvozené síly na hřídel motoru (zátěž), který je umístěn na měřicí hlavě. Níže popsané rameno slouží k procvičování kolenního kloubu pacienta.

Měřicí rameno se skládá ze dvou teleskopických čtvercových jeklů s přivařenými náboji. Náboj na větším profilu má vnitřní čtyřhran pro uchycení ramene na hřídel měřicí hlavy. V náboji spodního profilu je vyřezán vnitřní závit pro pevné uchycení čepu. Rameno je vyrobeno z teleskopických jeklů, které mají větší přesnost výroby než standardní ocelové profily a umožňují zasouvání menšího profilu do většího [34]. Díky tomu je možné délku ramene přizpůsobit délce končetiny pacienta pro správné provedení a vyhodnocení cvičení. Požadovaná délka je aretovaná samojistícím fixačním čepem s kuličkou.

Pevný čep je našroubován v náboji spodního profilu a pojištěn kontramaticí. Úchyt končetiny je otočně uložen na čepu ve dvou bronzových kluzných pouzdrech. Ta jsou uchycena pomocí osazení a pojistného kroužku. Pevnostní výpočet vnitřního čtyřhranu v náboji je uveden v příloze F.



Obr. 7.12: Měřicí rameno (kolenní kloub)

Vzhledem k připojení měřicího ramene k hřídeli pomocí čtyřhranu jej lze snadno vyměnit a využít přístroj k rehabilitaci jiného kloubu (např. hlezenního).



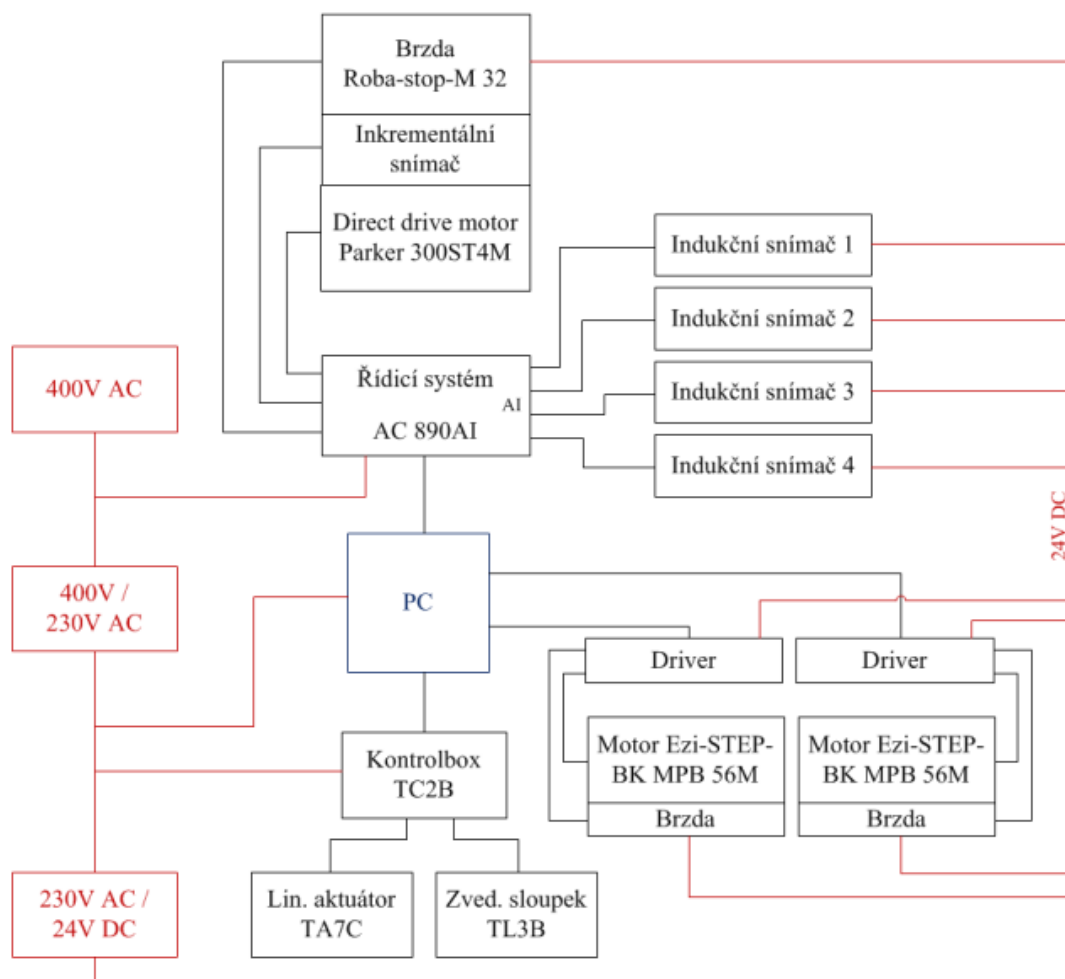
Obr. 7.13: Návrh měřicího ramene pro hlezenní kloub

## 8. Řídicí systém

Řízení všech pohonů je realizováno z počítače, na který jsou připojeny řídicí jednotky jednotlivých pohonů. Řídicí systém v PC vyhodnocuje informace z jednotek motorů a na základě toho generuje výstupní signály pro jejich řízení. Nastavování správné polohy pacienta (lineární pojezdy, výška křesla) probíhá ve speciálním ovládacím softwaru na počítači. Po najetí na správnou polohu v horizontální i vertikální rovině lze toto nastavení pohonů uložit, takže při příští návštěvě pacienta není nutné nastavovat ručně polohu všech pojezdů znovu.

### 8.1 Zjednodušené blokové schéma

Pro lepší představu zapojení jednotlivých komponent je zpracováno zjednodušené blokové schéma.



Obr. 8.1: Zjednodušené blokové schéma



V blízkosti přístroje musí být přípojka na 3x400V, další potřebná napájecí napětí jsou 230V AC a 24V DC.

Indukční snímače koncové polohy pojezdů jsou napojeny na 4 analogové vstupy řídicí jednotky direct drive motoru.

Vzhledem k použití direct drive motoru jako zátěže bude s největší pravděpodobností nutné použití tzv. shunt regulátoru. Tento prvek spotřebovává elektrickou energii (přeměňuje ji na teplo), která vzniká při manuálním brzdění motoru (když působíme vnějším momentem v opačném směru, než působí moment motoru) a chrání jej tak před zničením.

## 8.2 Typy rehabilitačních programů

Nespornou výhodou použití direct drive motoru je možnost jeho řízení momentově, tj. moment je přímo úměrný velikosti elektrického proudu. Vzhledem k přímému napojení výstupu motoru (samozřejmě přes tuhou spojku) na měřicí rameno jsou eliminovány ztráty (např. v převodovce) a není nutné použít dodatečný snímač krouticího momentu. Použitím direct drive motoru lze provádět různé typy cvičení, z nichž některé jsou popsány níže.

- **Pasivní rehabilitace** – přístroj sám rehabilituje končetinu, moment působí ve směru pohybu končetiny.
- **Aktivní rehabilitace** – přístroj působí proti pohybu končetiny (zátěž), lze nastavit rozsah zátěže.
- **Izokinetické měření** – přístroj působí proti pohybu končetiny (zátěž), udržuje stálou úhlovou rychlost, měří velikost síly pacienta.

## 9. Ekonomické zhodnocení

V této kapitole je provedeno ekonomické zhodnocení nakupovaných a vyráběných komponent. U některých výrobků byla cena stanovena odborným odhadem.

Komponenta	Počet kusů	Cena/ks	Celková cena
<b>Křeslo</b>			
Sedadlo rám	1	6 500,-	6 500,-
Zádová opěrka rám	1	2 900,-	2 900,-
Kryt aktuátoru	1	3 500,-	3 500,-
Zádová opěrka Jay J3	1	9 750,-	9 750,-
Sedadlo Jay J2	1	7 800,-	7 800,-
Hlavová opěrka Otto Bock	1	3 250,-	3 250,-
Pás	1	800,-	800,-
Lineární aktuátor TA7C	1	11 350,-	11 350,-
Zvedací sloupek TL3B	1	27 130,-	27 130,-
Kontrolbox TC2B	1	4 500,-	4 500,-
Spojovací materiál	-	-	800,-
Záslepky, madla	-	-	250,-
Kipp fixační čepy	3	350,-	1 050,-
Ložisko 7206	1	1 300,-	1 300,-
Ložisko 7306	1	1 530,-	1 530,-
Matice KM6, podložka MB6	1	130,-	130,-
Těleso ložiskové	1	2 000,-	2 000,-
Úchyt končetiny	1	1 300,-	1 300,-
<b>Lineární pojezd</b>			
Rám svařenec křeslo	1	2 000,-	2 000,-
Rám svařenec hlava	1	5 000,-	5 000,-
Šroub Tr 16x4	2	1 000,-	2 000,-
Uložení SFA 10	2	1200,-	2400,-
Uložení SLA 10	2	890,-	1 780,-
Bronzová matice	2	480,-	960,-
Roletový kryt Alutec 5.5+box	1	25 075,-	50 150,-
Vedení roletového krytu křeslo	1	3 285,-	3 285,-
Úchyt vedení	22	200,-	4 400,-
Roletový kryt Alutec 5.5+box	1	28 560,-	28 560,-
Vedení roletového krytu hlava	1	4 995,-	4 995,-
Sestava Ezi-STEP-BK-MPB-56M	2	11 830,-	23 660,-
Motor rám	2	300,-	600,-
Spojka LK20	2	335,-	335,-

Kolejnice HGR20R	1	10 800,-	10 800,-
Přírubový vozík HGW20HC	8	1 560,-	12 480,-
Jezdec	2	800,-	1 600,-
Kryt velký	4	900,-	3 600,-
Indukční snímač	4	300,-	1 200,-
Spojovací materiál	-	-	800,-
<b>Měřicí hlava</b>			
Direct drive motor	1	500 000,-	500 000,-
Vlnovcová spojka	1	6 900,-	6 900,-
Bezpečnostní brzda	1	10 000,-	10 000,-
Rám	3	1 200,-	3 600,-
Hřídele	2	2 500,-	5 000,-
Ložiskový domek + ložisko	1	1 000,-	1 000,-
Kipp fixační čepy	3	350,-	1 050,-
Ložisko 7206	1	1 300,-	1 300,-
Ložisko 7306	1	1 530,-	1 530,-
Matice KM7, podložka MB7	1	150,-	150,-
Těleso ložiskové stojna	1	2 000,-	2 000,-
Kryt	4	500,-	2 000,-
Stojna	1	1 500,-	1 500,-
Spojovací materiál	-	-	500,-
<b>Měřicí rameno</b>			
Teleskopický rám	2	450,-	900,-
Úchyt končetiny	1	550,-	550,-
Kluzná pouzdra	2	30,-	60,-
Polstrování	1	450,-	450,-
Pás	1	600,-	600,-
<b>Celková cena:</b>			<b>785 475,-</b>

*Tab. 9.1: Ekonomické zhodnocení*

Ceny nakupovaných komponent jsou vysoké zejména z důvodu předpokládané kusové výroby. Při výrobě zařízení ve větším počtu by se cena snížila. V cenovém zhodnocení není započítána práce konstrukce a programátora, také zde není uvedena cena řídicího počítače.

## 10. Závěr

Cílem této diplomové práce byl konstrukční návrh víceúčelového zařízení pro rehabilitaci dolních končetin.

V úvodu byla lehce nastíněna problematika struktury pohybového aparátu člověka, druhy a rozsah pohybů v kloubech dolních končetin. Dalším bodem byla analýza současné nabídky trhu v oblasti rehabilitace pohybového aparátu člověka. Přístroje byly rozděleny do kategorií dle druhu jejich použití – aktivní a pasivní rehabilitace, přístroje simulující chůzi a izokinetické přístroje.

Na základě zjištěných parametrů těchto zařízení byly vyspecifikovány základní požadavky na konstrukci rehabilitačního přístroje. Dle těchto požadavků byly vytvořeny čtyři varianty, lišící se zejména svou kinematickou strukturou a způsobem umístění zátěže. V první variantě je zátěž umístěna přímo na rámu křesla, druhá využívá k přenosu momentu řetězový převod, další dvě mají stejně uloženou zátěž na měřicí hlavě, liší se však způsobem nastavení správné polohy pacienta. Hodnotovou analýzou byl proveden výběr optimální varianty, nejvíce bodů získalo provedení varianty číslo tři.

Následující část práce se zabývala podrobným návrhem konkrétní varianty rehabilitačního přístroje. Z důvodu přehlednosti byla rozdělena dle jednotlivých konstrukčních celků – křeslo, lineární pojezdy, měřicí hlava a měřicí rameno.

Při návrhu křesla byl kladen důraz zejména na bezpečnost pacienta a možnost rychlého upravení parametrů křesla. Úhel sklopení zádové opěrky je automaticky nastavitelný pomocí lineárního aktuátoru, výšku sedadla nastavuje zvedací sloupek. Oba tyto pohony jsou od firmy TIMOTION. Křeslo je otočně uloženo v ložiscích, čímž je usnadněn nástup imobilního pacienta.

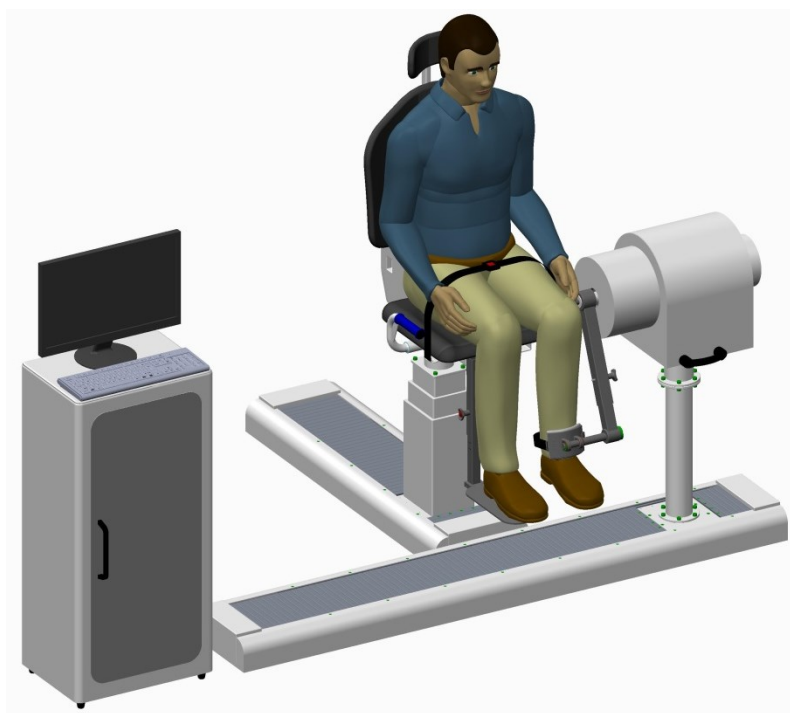
Lineární pojezd křesla i měřicí hlavy byl realizován pomocí dvou paralelních kolejnic a vozíků s valivými elementy. Tento systém pojezdu zaručuje dostatečnou tuhost celého zařízení při rehabilitaci. Přenos rotačního pohybu na lineární obstarává pohybový šroub s bronzovou maticí. K pohonu trapézového šroubu byly určeny krokové motory s brzdou firmy RAVEO.

Zátěž při rehabilitaci je vyvozována direct drive motorem PARKER, umístěným v měřicí hlavě. Z důvodu ochrany zdraví pacienta při výpadku elektrické energie zde byla také použita bezpečnostní brzda. Vyměnitelné měřicí rameno je připojeno k zátěži pomocí polygonového spoje (čtyřhranu).

V závěru práce bylo přiblíženo možné zapojení řídicího systému a byly zde uvedeny příklady možných typů rehabilitace. Pro lepší představu o celkových nákladech bylo provedeno ekonomické zhodnocení použitých komponent.

V průběhu zpracovávání diplomové práce byly zjištěny některé problémy, které by bylo potřeba dořešit. Jelikož nebylo řešeno celkové řízení, je nutné provést synchronizaci všech elektrických komponent, upřesnit způsob komunikace mezi řídicími jednotkami motorů a počítačem, a naprogramovat specializovaný software. Pro přesné zhodnocení celkových nákladů je potřeba zjistit ceny všech kupovaných komponent a vyráběných součástí (u některých použitých komponent nebyly zjištěny, cena byla stanovena odborným odhadem). Také by bylo vhodné pro zvětšení univerzálnosti zařízení navrhnout další měřicí ramena pro rehabilitaci dalších kloubů.

Součástí diplomové práce je také 3D model a výkresová dokumentace, vytvořené v programu Creo Parametric 2.0. Výpočtová část práce je zpracována v programu MathCAD a umístěna v přílohách.



*Obr. 10.1: Pacient na rehabilitačním přístroji*

## 11. Seznam použité literatury

- [1] KÁRNÍK, L.: *Navrhování a praktické aplikace biorobotických zařízení*. 1. vyd. Ostrava: VŠB-TU Ostrava, 2012, 150 s. ISBN 978-80-248-2726-1.
- [2] VÉLE, F.: *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: TRITON, 2006, 376 s. ISBN 80-7254-837-9.
- [3] LEINVEBER, J., VÁVRA, P.: *Strojnické tabulky*. 4. vyd. Úvaly: ALBRA, 2008, 914 s. ISBN 978-80-7361-051-7.

## Elektronické zdroje

- [4] Motodlaha Artromot K1 klasik [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.ormedent.cz/m13-k1-klasik.html>
- [5] Kalpe [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.motodlahy.cz/motodlahy/>
- [6] Cenová nabídka: Kolenní motodlaha [online]. 2013 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.haima.eu/docs/sponzor/motodlaha1.pdf>
- [7] Kolenní motodlaha ARTROMOT KI STANDARD [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://madisson.cz/cz/kolenni-motodlaha-artromot-ki.phtml>
- [8] Kaska ceník motodlah [online]. 2013 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.kaskaservis.cz/file.php?nid=5605&oid=3078811>
- [9] Motodlaha Kinetec Prime Advance CPM [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.kalpe.cz/motodlaha-kinetec-prima-advance-cpm/detail-zbozi/>
- [10] Kolpingova rodina Smečno [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.dumrodin.cz/res/data/038/004051.pdf>
- [11] Kalpe katalog přístrojů [online]. 2012 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.kalpe.cz/katalog-pristroju/>

- [12] Hocoma Erigo media images [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.hocoma.com/en/media-center/media-images/erigo/>
- [13] Hocoma Technical data Erigo [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: [http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Erigo/TECH\\_ER4\\_1211\\_en.pdf](http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Erigo/TECH_ER4_1211_en.pdf)
- [14] Hocoma LokomatPro media images [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.hocoma.com/en/media-center/media-images/lokomat/>
- [15] Hocoma Technical data LokomatPro [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: [http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/TECH\\_L6\\_140317\\_en.pdf](http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/TECH_L6_140317_en.pdf)
- [16] Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu [online]. 2012 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-3/o-metod>
- [17] Fitness expert [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://fitnessexpert.com/journal/vysokie-sportivnye-tehnologii-v-fitnese>
- [18] Technical data for Isomed 2000 B and E series [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: [http://www.dur-online.com/downloads/HP\\_TDat\\_ENG.pdf](http://www.dur-online.com/downloads/HP_TDat_ENG.pdf)
- [19] Sortiment Feron [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.ferona.cz/cze/sortiment/sortiment.php>
- [20] Jednořadá kuličková ložiska s kosoúhlým stykem [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.skf.com/cz/products/bearings-units-housings/ball-bearings/angular-contact-ball-bearings/single-row-angular-contact-ball-bearings/index.html>
- [21] Quickie wheelchairs [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <https://www.quickie-wheelchairs.com/category/Wheelchair-Cushions-Backs/603>
- [22] TIMOTION TA7 Series [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.timotion.tw/product.php?ProductID=8>
- [23] TIMOTION TL3 Series [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.timotion.tw/product.php?ProductID=18>
- [24] TIMOTION TC2B Series [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.timotion.tw/product.php?ProductID=63>

- [25] HIWIN HGW [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
[http://www.hiwin.cz/cz/produkty/linearni-vedeni/kulickove-vedeni/rada-hg/18\\_hgw](http://www.hiwin.cz/cz/produkty/linearni-vedeni/kulickove-vedeni/rada-hg/18_hgw)
- [26] MATIS Trapézové šrouby a příslušenství [online]. 2015 [cit. 2015-05-01].  
Dostupné z: <http://www.matis.cz/cs/kategorie/trapezove-srouby-a-prislusenstvi>
- [27] EZI-STEP BK – Krokové motory s brzdou a driverem [online]. 2015  
[cit. 2015-05-01]. Dostupné z: <http://www.raveo.cz/krokovy-motor-brzda>
- [28] LK20-C25 – pružná spojka 6Nm svěrná [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné  
z: <http://www.cncshop.cz/lk20-c25-pruzna-spojka-6nm-sverna>
- [29] Alutecové krycí systémy [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
<https://www.hennlich.cz/produkty/krytovani-stroju-a-triskove-hospodarstvi-alutecove-kryci-systemy-216.html>
- [30] Parker ST Direct Drive Torque Motors [online]. 2015 [cit. 2015-05-01].  
Dostupné z:  
<http://www.parker.com/portal/site/PARKER/menuitem.7100150cebe5bbc2d6806710237ad1ca/?vgnextoid=f5c9b5bbec622110VgnVCM10000032a71dacRCRD&vgnextfmt=CS&vgnextdiv=&vgnextcatid=2696478&vgnextcat=ST%3A+BRUSHLESS+DIRECT+DRIVE+TORQUE+MOTORS&Wtky=>
- [31] Dvouřadá kuličková ložiska s kosoúhlým stykem [online]. 2015 [cit. 2015-05-01].  
Dostupné z: <http://www.skf.com/cz/products/bearings-units-housings/ball-bearings/angular-contact-ball-bearings/double-row-angular-contact-ball-bearings/index.html>
- [32] Spojka s vlnovcem WK4 [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
<http://www.uzimex.cz/Vyrobcce/StS-Coupling/Spojky-s-vlnovcem/WK4.html>
- [33] ROBA-stop-M [online]. 2015 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
<http://www.mayr.com/en/products/safety-brakes/roba-stop-m/>
- [34] METRIC Square Telescoping Tubes [online]. 2012 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
[http://www.metricmetal.com/products/square\\_telescopic\\_tube.html](http://www.metricmetal.com/products/square_telescopic_tube.html)
- [35] Spoje polygony (polygonové spoje) [online]. 2012 [cit. 2015-05-01]. Dostupné z:  
[http://old-kks.zcu.cz/pro-studenty-KKS/Studijni\\_podklady/PRIRUCKA/CADIS/MDOC/A/A2/A2\\_5/a2\\_5.htm](http://old-kks.zcu.cz/pro-studenty-KKS/Studijni_podklady/PRIRUCKA/CADIS/MDOC/A/A2/A2_5/a2_5.htm)



## **12. Seznam příloh**

### **Výpočtová dokumentace**

- **Příloha A** – Pevnostní kontrola rámu sedadla
- **Příloha B** – Výpočet síly aktuátoru v zádové opěrce sedadla
- **Příloha C** – Výpočet sil v čepech křesla a kontrola čepů
- **Příloha D** – Výpočet sil v ložiscích křesla a kontrola ložisek
- **Příloha E** – Návrh pohybového šroubu
- **Příloha F** – Návrh spoje ramene s hřídelí – polygonový spoj (čtyřhran)

### **Výkresová dokumentace**

- Výkres sestavy rehabilitačního zařízení: DP\_HEI0014
- Výkres podsestavy měřicí hlavy: DP\_HEI0014-6
- Výkres svařence rámu vedení hlavy: DP\_HEI0014-2-1
- Výrobní výkres vstupní hřídele: DP\_HEI0014-6-6

### **Přiložený disk**

- Diplomová práce v elektronické podobě
- Výkresová dokumentace (AutoCAD 2007)
- 3D model rehabilitačního zařízení
- Přílohy v MathCadu